

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie – Klinische Navigation und Robotik  
der Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vermessung  
von kraniofazialen Knochenimplantaten  
im Rinderknochenphantom  
mit einem mobilen Computertomografen

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité-

Universitätsmedizin Berlin

von

Georg Maier

aus St. Georgen

Dekan: Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1.: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. M. Klein  
2.: Prof. Dr. med. N. Hosten  
3.: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. R. Schmelzeisen

eingereicht: 29.09.2004

Datum der Promotion: 13.05.2005

## **Zusammenfassung**

Im *Berliner Zentrum für Craniofaciale Fehlbildungen* in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie- Klinische Navigation und Robotik der Charité Campus Virchow-Klinikum in Berlin wird der mobile CT Philips Tomoscan M in die Implantation von extraoralen kraniofazialen Knochenankern zur Epithesenfixierung eingebunden. Es stellt sich dabei die Frage nach der Ortstreue und Dimensionstreue von knöchernen Strukturen und extraoralen kraniofazialen Implantaten im CT. Ein Knochenphantom dient der Vermessung von Lochpaaren verschiedener Abstände, einer Knochenschraube, eines Abutments und eines Magneten unter variierten Scanparametern durch Werkzeuge der Scannerkonsole. Die Ortstreue von Löchern und Implantaten liegt in  $\geq 99\%$  im Intervall  $\pm 0,2\text{mm}$ . Fenstereinstellungen haben einen geringen Einfluss auf Lochabstände. Lochdurchmesser zeigen unter Anhebung des Window Level (WL) Korrelation ( $r^2=0,776$ ) und eine lineare Größenzunahme bei maßstabgerechter Skalierung, variieren aber wenig unter Variation der Window Width (WW). Alle Implantate werden zu groß abgebildet, außer in extremen Fenstereinstellungen. Implantatdimensionen nehmen bei maßstabgerechter Skalierung mit höheren WL linear ab. Die Variabilität der Darstellung nimmt mit dichterem Implantatmaterial ab. Kontaktflächen von Implantaten mit Gewebe sind im CT nicht beurteilbar.

## **Abstract**

In the *Berlin Centre for Craniofacial Malformations* at the Clinic for Oromaxillofacial Surgery of the Charité, Campus Virchow- Clinic in Berlin, a mobile CT Scanner Philips Tomoscan M is integrated into the process of extraoral bone anchor implantation for prosthesis fixture. With implementation of the scanner, accuracy of localisation and dimensional accuracy of bony structures and implants have been questioned. A bone phantom is used for measuring distances between holes, hole diameters and dimensions of an implant fixture, an abutment and a magnet with measuring tools of the scanner under variation of scan parameters. Localisation accuracy of holes and implants is found in  $\geq 99\%$  within  $\pm 0.2\text{mm}$ . Window settings have little influence on hole distances. Diameters show linear growth at standardized scaling and correlation with window level augmentation ( $r^2=.776$ ). Little Variation of diameters is found with variation of window width. All Implants are magnified. Implant dimensions diminish with window level augmentation at standardized scaling. Variability of dimension decreases with more radio opaque implant material. Implant contact with tissues cannot be assessed in CT scans.

Schlagwörter:

Mobiles CT, Tomoscan M, Epithetik, Objektlokalisation, Genauigkeit, extraorale Implantate, Entific Medical Systems, Steco Titanmagnetics, Darstellung im CT, Knochenkontakt.

Keywords:

Mobile CT, Tomoscan M, craniofacial implantology, localization of objects, accuracy, extraoral implants, entific Medical Systems, Steco Titanmagnetics, depiction in CT, bone contact.

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>10</b>
1.1	Hintergrund	10
1.2	Kraniofaziale Epithetik	11
1.3	Grundlagen der Computertomografie	13
1.3.1	Röntgen	13
1.3.2	Prinzip der Computertomografie	13
1.3.3	Bildrekonstruktion im CT	14
1.3.4	Variable Geräteparameter eines Computertomografen	15
1.3.5	Systematische Fehlerquellen im CT	17
1.3.6	Strahlenexposition im CT	18
1.3.7	Kontrolle technischer Parameter des Computertomografen	18
1.4	Stand der Forschung zur Genauigkeit des CT	20
1.4.1	Klinische Einschätzung der Wertigkeit des CT	20
1.4.2	Navigation nach CT-Datensätzen	20
1.4.3	Genauigkeit linearer Messungen mit dem CT	21
1.4.4	Ortsauflösung des CT	22
1.4.5	Einflüsse der Scannertechnik	22
1.4.6	Einflüsse durch Materialien und Gewebe im Strahlengang	23
1.4.7	Einflüsse durch Bildverarbeitung	23
1.4.8	Einflüsse durch klinische Anwendung des CT	24
<b>2</b>	<b>Herleitung der Aufgabenstellung</b>	<b>25</b>
2.1	Problematik in der Anwendung des Tomoscan M	25
2.2	Aufgabenstellung	26
<b>3</b>	<b>Methodik</b>	<b>28</b>
3.1	Herstellung des Knochenphantoms	28
3.2	Spezifizierung der Implantate	31
3.3	Erstellung der Schnittbilder	34
3.3.1	Scandurchführung	34
3.3.2	Variation der Scanprozeduren	37
3.4	Datenauswertung	38
3.4.1	Messwerterhebung	39
3.4.2	Messwertauswertung	42

<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>45</b>
<b>4.1</b>	<b>Übersicht über Lochabstände</b>	<b>45</b>
<b>4.2</b>	<b>Messgenauigkeit des Tomoscan M bei Distanzen am Knochen</b>	<b>46</b>
4.2.1	Standardmessung an 10mm	46
4.2.2	Standardmessung an 100mm	48
<b>4.3</b>	<b>Einfluss von Implantaten</b>	<b>49</b>
4.3.1	Achsenabstände vor und nach Implantation an 10mm	49
4.3.2	Achsenabstände vor und nach Implantation an 100mm	50
<b>4.4</b>	<b>Einfluss von Scanprotokollen</b>	<b>51</b>
4.4.1	Scanparametervariation an 10mm und 100mm	51
4.4.2	Variation des Algorithmus an 10mm und an 100mm	52
4.4.3	Variation des Field of View an 10mm und an 100mm	53
<b>4.5</b>	<b>Einfluss der Objektposition in der Gantry</b>	<b>54</b>
4.5.1	Exzentrische Objektpositionierung	54
4.5.2	Kippung des Objekts an 10mm und 100mm	55
4.5.3	Einfluss der Schnittebenenorientierung	56
<b>4.6</b>	<b>Einfluss von Fenstereinstellungen</b>	<b>56</b>
4.6.1	Lochachsenabstände unter Fenstervariation	57
4.6.2	Lochdurchmesser bei Fenstervariation	58
<b>4.7</b>	<b>Implantatdarstellung</b>	<b>61</b>
4.7.1	Implantatquerschnitte	62
4.7.2	Implantatdurchmesser im Längsschnitt	65
4.7.3	Implantatlängen	67
4.7.4	Implantatdarstellung unter FoV 50 und FoV 200	69
<b>4.8</b>	<b>Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>70</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>72</b>
<b>5.1</b>	<b>Einschätzung des Stands der Forschung</b>	<b>72</b>
5.1.1	Klinische Anwendung von CT- Daten zur Navigation	72
5.1.2	Mehrzeilen- CT und Spiral- CT	74
5.1.3	Technische Restriktionen durch den Scanner	75
<b>5.2</b>	<b>Diskussion der Methodik</b>	<b>76</b>
5.2.1	Fehlermöglichkeiten durch Knochen	76
5.2.2	Fehlermöglichkeiten durch Bearbeitung	78
5.2.3	Fehler der Implantate	78
5.2.4	Fehlermöglichkeiten des Tomoscan M	79

5.2.5	Fehler durch unsachgemäße Versuchsdurchführung	81
5.2.6	Fehlerhafte Darstellung von Objektgrenzen	81
5.2.7	Fehler durch Artefakte	82
5.2.8	Fehlerhafte Messwertablesung	83
<b>5.3</b>	<b>Kritische Betrachtung der Ergebnisse</b>	<b>84</b>
5.3.1	Messungen	84
5.3.2	Errechnete Werte	85
5.3.3	Lochabstände	85
5.3.4	Lochdurchmesser	86
5.3.5	Implantatdarstellung	86
<b>5.4</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>89</b>
<b>5.5</b>	<b>Ausblick</b>	<b>92</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>94</b>

## **Widmung**

Diese Arbeit widme ich meinen Eltern für deren tatkräftige Unterstützung.



## Abkürzungsverzeichnis

<b>3D</b>	dreidimensional
<b>AB</b>	Kürzel: Abutment
<b>Algor</b>	Kürzel: Bildverarbeitungsalgorithmus
<b>ANOVA</b>	Analysis of Variance
<b>CDTI</b>	Computed tomography index
<b>Co</b>	Kobalt
<b>CT</b>	Computertomogramm Computertomograf Computertomografie
<b>DIN</b>	Deutsche Industrie- Norm
<b>FoV</b>	Field of View
<b>Gy</b>	Einheit: Gray
<b>HR-CT</b>	High Resolution- Computertomografie
<b>HU</b>	Einheit: Hounsfield Units
<b>Impl</b>	Kürzel: Implantat
<b>K</b>	Einheit: Kelvin
<b>KI</b>	Konfidenzintervall
<b>KS</b>	Kürzel: Knochenschraube
<b>kV</b>	Einheit: Kilovolt
<b>L1-7</b>	Abstand zwischen Loch 1 und Loch 7
<b>L1-L7</b>	Loch 1 , Loch 2, ..., Loch 7
<b>L3-4 / 4-5</b>	Abstand zwischen Loch 3 und Loch 4 sowie zwischen Loch 4 und Loch 5
<b>Loc.</b>	Kürzel: paramediane Schnittebenen
<b>LP/cm</b>	Einheit: Linienpaare pro cm
<b>M</b>	Einheit: Gewindemaß nach DIN
<b>mA</b>	Einheit: Milliampère
<b>MG</b>	Kürzel: Magnet
<b>MRT</b>	Magnetresonanztomografie
<b>N</b>	Einheit: Newton Kürzel: Nordpol eines Magneten
<b>n/rot</b>	Number of rotations
<b>pos</b>	Kürzel: Position in Gantry
<b>RoI</b>	Region of Interest
<b>S</b>	Kürzel: Südpol eines Magneten
<b>Scanpar</b>	Kürzel: Scanparameter
<b>Sm</b>	Chemisches Element Samarium
<b>Sv</b>	Einheit: Sievert
<b>WL</b>	Fensterzentralwert „Window Level“
<b>WW</b>	Fensterbreite „Window Width“
<b>x-y-z- Achse</b>	Raumkoordinaten x, y und z

# 1 Einleitung

Im *Berliner Zentrum für Craniofaciale Fehlbildungen* in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie – Klinische Navigation und Robotik der Charité Campus Virchow-Klinikum wird eine umfassende epithetische Versorgung von Defekten am Kopf durchgeführt. Wenn Patienten im Rahmen der Therapie ein künstliches Gesichtsteil benötigen, beschleunigt die Kombination von CT- Datensätzen mit Navigation und Robotik die Anpassungsprozedur und steigert die Qualität der Anpassung. In der Arbeitsgruppe für Navigation und Robotik im Berliner Zentrum für craniofaciale Fehlbildungen wird deshalb Bildgebung, Navigationstechnologie und Robotik in einem eigens eingerichteten Operationssaal zusammengeführt. In diesem Rahmen wird an der Integration des mobilen CT Philips Tomoscan M in die operative Routine sowie in assistierte Operationssysteme für chirurgische Eingriffe gearbeitet [74, 75, 95].

In der Arbeit mit dem Tomoscan M bestätigt sich, dass einige Körpergewebe, aber auch viele Implantatmaterialien, im CT Artefakte hervorrufen können [162, 170, 182, 188, 199]. Diese Artefakte verhindern bisher eine Definition der Genauigkeit der Bildgebung durch das CT im Bezug auf Abmessungen und Positionen gescannter Objekte, die jedoch bei der genauen Positionierung und Maßanfertigung von Implantaten, der Herstellung von Epithesen nach klassischen oder stereolithografischen Modellen oder der Datenaquisition für navigierte Operationen essentiell ist [13, 45, 49, 58, 184, 185].

In dieser Arbeit wird deshalb die Maßgenauigkeit der Bilddatenerhebung am Knochen mit dem Tomoscan M definiert, der Einfluss extraoraler kraniofazialer Implantate auf die Maßgenauigkeit bestimmt und die Variabilität der Darstellung von Löchern und Implantaten dargestellt.

## 1.1 Hintergrund

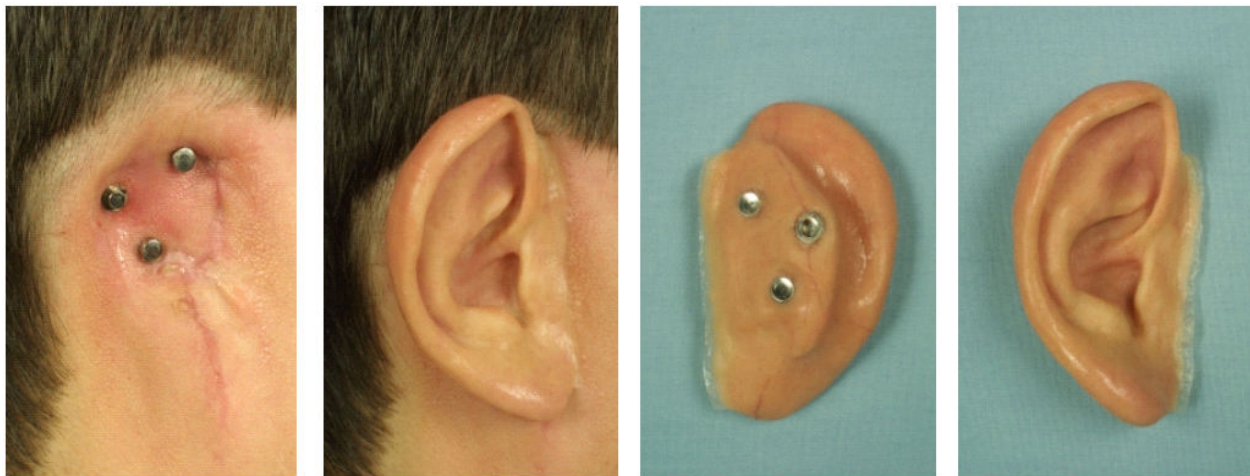
Die Computertomografie erstellt Schnittbilder des menschlichen Körpers. Mit diesen Bilddaten als Grundlage wird auch der Einsatz von Navigationstechniken oder maschinellen Assistenzsystemen möglich. Viele bildgebende Techniken wurden jedoch nicht unter dem Gesichtspunkt der dreidimensionalen Maßhaltigkeit entwickelt. Primäres Augenmerk war oft die Realisierbarkeit der Methode und darauf folgend eine maximale Differenzierbarkeit unterschiedlicher Gewebe. Ungenauigkeiten der dreidimensionalen Maßhaltigkeit sind oft unbekannt oder zur Beantwortung einer Fragestellung irrelevant [168, 175, 194].

In der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie werden Einflüsse auf die Ortstreue der Wiedergabe des CT erst durch die Verwendung der Daten als Grundlage zur Steuerung von Interventionen wie bei der Navigation in der kraniofazialen Epithetik wirklich wichtig.

## 1.2 Kraniofaziale Epithetik

Tumorerkrankungen, Traumafolgen, Agenesien oder Fehlbildungen am Schädel sind oft nicht oder nur kosmetisch unbefriedigend mit körpereigenem Gewebe zu rekonstruieren [94]. In diesem Fall vermindern Epithesen den Leidensdruck der Patienten [19, 20, 148, 177]. Der Begriff „Epithese“ (epithesis: griechisch für „herauflegen“) bezeichnet ein individuell modelliertes Ersatzstück zur Deckung von Oberflächendefekten des Gesichts [200].

Die Herstellung von Epithesen erfolgt interdisziplinär. Radiologische Bilddaten, fotografische Techniken und Abdruckdarstellungen dienen der Rekonstruktion eines fehlenden Gesichtsteils. Später wird die Epithese über dem Defekt befestigt, wie in Abbildung 1 dargestellt wird [148, 160].



**Abbildung 1: Ohrepithese bei Ohrmuschelaplasie mit Befestigung durch Knochenanker.**

Ziel der Therapie ist eine unauffällige Defektdeckung bei hygienischer Anwendbarkeit und maximaler Bewegungsfreiheit des Patienten. Verlieren oder Verrutschen einer Epithese in der Öffentlichkeit ist für die Patienten nicht tolerabel. Deshalb ist die stabile Fixierung der Epithese für die Akzeptanz durch die Patienten essentiell. Gleichzeitig muss eine Epithese zur Reinigung möglichst abnehmbar sein [20, 50, 124, 187].

Die Fixation an vorhandenen anatomischen Strukturen wird oft durch Brillenkonstruktionen ermöglicht oder durch Haftstoffe unterstützt. Zur enossalen Befestigung werden Knochenimplantate oder subperiostale Titangitter verwendet [22, 50, 94, 131, 132, 160].

Als Befestigungsmodul bei extraoralen Epithesenfixierungen werden oft Knochenankerelemente verwendet [94, 132, 173]. Enossale Implantatsysteme basieren meist auf der Osseointegration von Titan, das auf 60-80% seiner Oberfläche in direkten stabilen Kontakt mit Knochengewebe tritt, ohne durch Entzündung eine destabilisierende Osteolysezone hervorzurufen [5, 17, 22, 65, 164, 189]. Auf Knochenankern aufbauend kommen oft Abutments zur Befestigung eines tragenden Gerüsts oder Magnete zum Einsatz. Da die Ankerposition erst durch die Implantation festliegt, muss deren Position bisher durch Abdruckerstellung auf die Epithese übertragen werden [14, 42, 43, 135, 167].

Die Knochendichte und der Zustand des Knochens und der deckenden Weichteile am Implantationsort sind für den Erfolg der Implantation entscheidend. Nur an Stellen, die eine gute Einheilung und Stabilität des Untergrunds gewährleisten, lässt sich eine Epithese dauerhaft befestigen [5, 85, 163, 164, 146]. Die Implantatgröße und die Implantatposition sind dabei von der Knochendicke an der gewünschten Position abhängig.

Das CT ermöglicht die Ermittlung der Knochendichte [10, 78, 82, 84, 92, 113, 115, 120, 126], die zur Gewährleistung einer ausreichenden Torsionskraft zur stabilen Fixierung von Schraubimplantaten notwendig ist [26, 27]. Die am Implantationsort vorhandene Knochendicke lässt sich ebenfalls computertomografisch ermitteln [96]. Die dreidimensionale Struktur eines CT-Datensatzes erlaubt gleichzeitig die Planung und Steuerung von Interventionen wie der Implantation von Knochenankern anhand der CT-Daten [108, 115]. Auch die Position bereits eingebrachter Implantate lässt sich mit dem CT erfassen. Daten zur Präzision dieser Lokalisierung durch den Tomoscan M sind bisher jedoch nicht vorhanden.

Die Planung der Ankerposition oder die direkte Positionsbestimmung der Anker mit dem CT kann die Abdruckerstellung nach der Implantation ersparen, die Fertigung von Epithesen vor der Implantation der Anker erlauben und so die Anpassungsprozedur erheblich verkürzen. Bereits vorhandene metallische Fremdkörper produzieren beim Scan jedoch Artefakte, die die Darstellung beeinflussen [188].

### **1.3 Grundlagen der Computertomografie**

Viele Einschränkungen der Genauigkeit der Computertomografie sind durch deren prinzipielle Funktionsweise unter Verwendung von Röntgenstrahlung bedingt. Auf Grundlagen des CT wird deshalb im Folgenden näher eingegangen:

#### **1.3.1 Röntgen**

Die klassische Röntgenaufnahme liefert ein Summationsbild, das durch Zentralprojektion verzerrt wiedergegeben wird. Durch Überlagerung werden Details maskiert. Die Erfassung der dritten Dimension des durchstrahlten Objekts muss durch eine Aufnahme in einer zweiten Ebene ermöglicht werden und findet in der Regel vor dem geistigen Auge des Untersuchers statt [56, 90, 143]. Die dritte Dimension kann auch durch Integration mehrerer Darstellungen in Zentralprojektion erzeugt werden (z.B. SIREMOBIL Iso-C<sup>3D</sup> Bildwandler) [35, 46, 47, 101, 153].

#### **1.3.2 Prinzip der Computertomografie**

Im medizinischen Einsatz der Computertomografie werden eine Röntgenstrahlenquelle und Detektoren um das dazwischen liegende Objekt gedreht. Die Detektoren registrieren die im Objekt nicht absorbierte Strahlung. Die Strahlung wird durch Kollimatoren zu einer fächerförmigen Schicht eingeblendet, um die Strahlenexposition auf die gewünschte Schichtdicke zu begrenzen.

Das CT- Bild ist die Darstellung der Röntgendichtewerte der einzelnen Volumenelemente (oder „Voxel“) einer durchstrahlten Schicht. Jedes Voxel wird während der Drehung von Röntgenröhre und Detektoren um das Objekt aus mehreren Richtungen durchstrahlt. Der einzelne Strahlengang wird als klassische Summationsschwächung in Zentralprojektion durch die Detektoren registriert. Aus der Summe der einzelnen Strahlengänge aus unterschiedlichen Richtungen lässt sich die Röntgendichte des einzelnen Voxels berechnen. Die Röntgendichte jedes Voxels ist somit jedoch abhängig von seiner Umgebung. Röntgendichtewerte im CT sind Relativwerte und keine Absolutwerte. Sie werden durch Rauschen, Streuung und Strahlenaufhärtung als Effekte von Gewebe auf Strahlung beeinflusst. Der mathematische Beweis der Methode stammt von Radon aus dem Jahr 1917 [62]. Hounsfield und Cormack entwickelten erste klinisch einsetzbare Computertomografen [7].

Die Einheit für Röntgendichtewerte im CT sind Hounsfield Units [HU]. Wasser hat definitionsgemäß den Röntgendichtewert 0 HU, Luft -1000 HU. Alle übrigen Röntgendichtewerte werden relativ zur Röntgendichte von Wasser und Luft skaliert.

Die Bildmatrix enthält alle Voxel einer Schicht. Die Darstellung der Bildmatrix entspricht einer Parallelprojektion. Sie soll im Rahmen der Systemgenauigkeit bezüglich der Voxellokalisierung ortstreu sein und unterliegt nicht mehr den Einschränkungen der Zentralprojektion [112].

Detektoren sind fotoelektrische Elemente, meist Kristallszintillatoren oder Ionisationskammern [11, 87]. Ihre Spannung hängt von der empfangenen Strahlung ab. Die Größe, Anzahl und Empfindlichkeit der einzelnen Detektorelemente bestimmt mit über die räumliche Auflösung des Gesamtsystems im Unterschied zur rein rechnerischen Auflösung der Bildmatrix [56, 112].

Die Spiraltechnik bezeichnet die kontinuierliche Rotation der bildgebenden Einheit unter gleichzeitigem Vorschub des Objekts. Im Mehrzeilen-CT wird der Nutzstrahl während des Scans trichterförmig auf mehrere Detektorenreihen gleichzeitig projiziert [53, 54, 112, 175].

### **1.3.3 Bildrekonstruktion im CT**

Jedem Voxel wird eine Signalintensität in HU zugeordnet und diese in Graustufen oder Falschfarben je nach Kodiertiefe abgestuft dargestellt. Die Skalierung der Darstellung ist im vorgegebenen Intervall des Scanners frei wählbar. Bildverarbeitungsalgorithmen gewichten die Signalinformation im Voxel bei der Datengewinnung [141, 142].

Die rechnerische Auflösung des Bildes wird durch die Anzahl der berechneten Bildpunkte in der geschnittenen Fläche und durch die Schichtdicke bestimmt. Die räumliche Auflösung der Röhren-Detektoreinheit wird im Gegensatz zur rechnerischen Bildauflösung durch die kleinste vom Nutzstrahl auflösbare Struktur definiert. Die räumliche Auflösung ist oft gröber als ein Voxel, wodurch Kanten verwischt werden [62].

CT-Bilddaten zeigen Schnittebenen durch Volumina. Strukturen in den Schnittebenen werden entweder durch Kanten- als lokale Signalgradientenextremata- oder Regionen- als ähnlich dichte Voxel innerhalb der Schnittebene- definiert. Die Strukturen werden durch Signalrauschen und grobe räumliche Auflösung unscharf. Kanten oder Regionen in CT-Bilddaten werden in 3D-Darstellungen durch „Surface Rendering“ oder „Volume Rendering“ umgesetzt [104, 147, 170, 172]. Bildverarbeitungssysteme sind in die Anwenderkonsolen der Scanner integriert oder laufen

unabhängig vom Scanner. Der diagnostisch- technische Ansatz dieser Softwaresysteme verhindert teilweise exakte Dimensionsfestlegungen [37, 112, 144, 152].

#### 1.3.4 Variable Geräteparameter eines Computertomografen

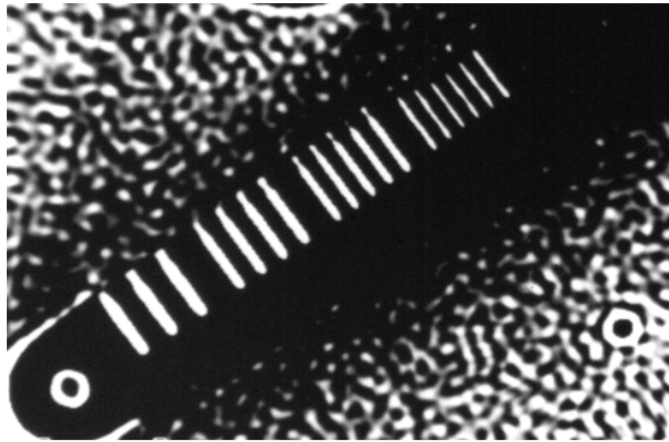
Im CT beeinflussen verschiedene Parameter die Ortsauflösung und die Wiedergabetreue des Systems. Folgende Parameter unterliegen der Auswahl durch den Untersucher:

- Schichtdicke
- Pitch (Spiral- CT)
- Region of Interest
- Fenstereinstellung
- Bildverarbeitungsalgorithmus
- Röhrenstrom
- Röhrenspannung
- Scanzeit

Die **Schichtdicke** beschreibt die nominale Dicke der Scanschicht auf dem Niveau der Detektoren. Bei Einzelschichtaufnahmen wird nach jeder gescannten Schicht das Objekt um einen vorher festgelegten Weg verschoben. Im Spiralmodus beschreibt der **Pitch** den kontinuierlichen Tischvorschub pro Umdrehung der Gantry und damit das Verhältnis der Schichtdicke zum gescannten Volumen. Durch kontinuierlichen Vorschub während der Gantryrotation sind Scans großer Volumina in kurzer Zeit möglich [28]. Der Tomoscan M arbeitet im Einzelschichtmodus. Eine Erweiterung für den Spiralscan ist möglich [141]. Schichtdicke und Pitch werden durch technische Vorgaben und diagnostische Absicht definiert. Die Schichtdicke ist beim Tomoscan M zwischen 2mm und 10mm einstellbar. Die Schichtdicke bestimmt die Ausdehnung der Voxel in der z- Achse und schwankt in geometrischen und technischen Toleranzbereichen. Die Grenzwerte des Toleranzbereichs liegen beim Tomoscan M zwischen  $\pm 50\%$  für 2mm und  $\pm 10\%$  für 10mm Schichtdicke [142].

Die Bildmatrix besteht beim Tomoscan M aus  $512 \times 512 = 262.144$  Voxeln. Die **Region of Interest** definiert die Abmessung der Bildmatrix und lässt sich beim Tomoscan M zwischen 50mm und 460mm Kantenlänge frei wählen. Dadurch ergeben sich Voxelabmessungen zwischen  $\approx 0,1\text{mm}$  und  $\approx 0,9\text{mm}$  Kantenlänge in x-y- Richtung sowie der Schichtdicke in z- Richtung [141]. Die räumliche Auflösung begrenzt jedoch die Differenzierung von Strukturen, die durch höhere Matrixauflösung dargestellt werden könnten [41, 51, 103, 113, 144, 156, 170, 196]. Die räumliche Auflösung bezeichnet den technisch kleinsten darstellbaren Abstand zwischen hochkontrastierenden Strukturen und bedingt die Ortsauflösung des Signals. Sie wird durch die Darstellung von *Linienpaaren pro cm* [ $Lp/cm$ ] beschrieben. Die Abbildung 2 zeigt das Bild aus dem Kontrollscan im Rahmen der Konstanzprüfung, anhand dessen die Ermittlung der räumlichen

Auflösung bestimmt wird. Die Darstellung von 6 Lp/cm entspricht der Auflösung von röntgendichten Strukturen, die  $\approx 0,85\text{mm}$  voneinander entfernt sind.



**Abbildung 2: Überprüfung der räumlichen Auflösung am Phantom.**

Die räumliche Auflösung wird durch die Signalauflösung der Detektoren und die eingeschränkte Fokussierbarkeit der Kathodenstrahlung auf den *Focal Spot* der Anode begrenzt. Die räumliche Auflösung des Tomoscan M im hochauflösenden Bildverarbeitungsalgorithmus ist feiner als 6,25 Lp/cm [142].

Die **Fenstereinstellung** bezeichnet die Signalskalierung der Darstellung. Der Untersucher bestimmt über die Fensterbreite (*Window Width [WW]*) und den Fensterzentralwert (*Window Level [WL]*) die Breite und den mittleren Wert der Signalskalierung und damit, ob und in welcher Graustufe oder Falschfarbe ein Voxel entsprechender Dichte dargestellt wird. Die Fenstereinstellung hat Einfluss auf die Wiedergabe von Dimensionen, da Dichtegradienten an Gewebeübergängen durch den Partialvolumeneffekt (siehe Kapitel 1.3.5) und die begrenzte räumliche Auflösung auf mehrere Voxel verteilt werden. Verschiedene Signalskalierungen stellen unterschiedliche Dimensionen eines Zielgewebes dar. Zur maßtreuen Darstellung eines Gewebes muss dessen spezifische Signalskalierung lokal empirisch bestimmt werden [51, 70, 112, 144, 170].

**Bildverarbeitungsalgorithmen** gewichten die Signalinformation im Voxel während der Bildberechnung. Kantenverstärkung differenziert kleine röntgendichte Strukturen. Mittelwertbildung differenziert größere Areale niedrigkontrastierender Gewebe [48, 52, 60, 76, 158]. Beim Tomoscan M sind verschiedene Bildverarbeitungsalgorithmen in Menüs wählbar [141].

Die **Röhrenspannung** bestimmt das Strahlungsprofil der Röntgenröhre. Das Strahlungsprofil ist auch vom Anodenmaterial der Röhre und von der Filterung im Strahlengang abhängig. Höhere



Röhrenspannung führt zu energiereicherer Strahlung mit geringerer Absorption bei Materiedurchlauf und geringerem Rauschen. Die Röhrenspannung des Tomoscan M lässt sich auf 120kV oder 130kV einstellen. Der **Röhrenstrom** bestimmt die Strahlungsmenge im definierten Strahlungsprofil. Höherer Röhrenstrom verringert Rauschen. Der Röhrenstrom des Tomoscan M lässt sich auf 10, 20, 30, 40, 45 und 50mA einstellen. Die **Scanzeit** bestimmt über die Dauer der Strahlenapplikation pro Scanschicht. Sie ist beim Tomoscan M durch die Anzahl der Gantryumdrehungen pro Einzelschicht mit 2, 4 oder 6 Sekunden definiert [141]. Diese Scanparameter nehmen Einfluss auf die Bildqualität [133].

### 1.3.5 Systematische Fehlerquellen im CT

Durch die Computertomografie ergeben sich methodische Fehlerquellen. Dazu zählen:

- Partialvolumeneffekt
- Rauschen
- Aufhärtung
- Streustrahlung
- Artefaktbildung

Der **Partialvolumeneffekt** bezeichnet den Informationsverlust durch die Mittlung verschiedener Röntgendichtewerte innerhalb eines Voxels in x-, y- und z-Richtung. Schräg zur Schnittebene verlaufende Grenzflächen produzieren dadurch virtuelle Dichtegradienten über mehrere Voxel hinweg. Der Partialvolumeneffekt ist von der Ortsauflösung und der Matrixauflösung in x-y- Richtung sowie der Schichtdicke in z- Richtung abhängig [112].

**Rauschen** ist das statistische Schwanken eines Signals um dessen Mittelwert. Rauschen verwischt Signalgradienten und verringert die Ortsauflösung. Rauschen lässt sich durch höhere Röhrenspannung und höheren Röhrenstrom vermindern, erhöht jedoch die Strahlenexposition. Eine Verdopplung des Verhältnisses von Signal zu Rauschen wird erst mit vierfacher Dosis erreicht. Durch Rauschen leidet die Bildqualität vor allem bei großen Scannvolumina [21, 70, 112].

Durch Absorption energiearmer Röntgenquanten beim Materiedurchlauf kommt es regelmäßig zur **Aufhärtung** des Strahlenspektrums beim Scan. Aufhärtung kann zu Artefakten führen. Durch Wechselwirkung der Röntgenquanten mit Materie ändern diese ihre Richtung und werden als **Streustrahlung** emittiert. Streustrahlung verfälscht lokale Signalintensitäten und verstärkt das Rauschen. Beim Scan sehr röntgendichter Materie, bei Bewegung des Objekts und beim Scan großer Volumina kommt es durch Streustrahlung, Resonanzphänomene und Strahlenauslöschung zur **Artefaktbildung**. Hierbei werden Strukturen erzeugt, die in der Realität nicht vor-

handen sind [112]. Die Spiraltechnik schafft durch die komplizierte Geometrie der Schichtrekonstruktion vor allem in der Mehrzeilentechnik spezifische Artefakte, die jedoch durch spezielle Algorithmen gedämpft werden können [34, 39, 53, 56, 86, 99].

### **1.3.6 Strahlenexposition im CT**

Von der durch den Menschen erzeugten Strahlenexposition stammen 90% aus medizinischer Diagnostik, 17% davon durch das CT. Zur Quantifizierung von Strahlung dient die im Gewebe absorbierte Energie mit der Einheit *Gray [Gy]* oder die nach biologischer Wirksamkeit gewichtete Äquivalentdosis *H* mit der Einheit *Sievert [Sv]* [39, 169].

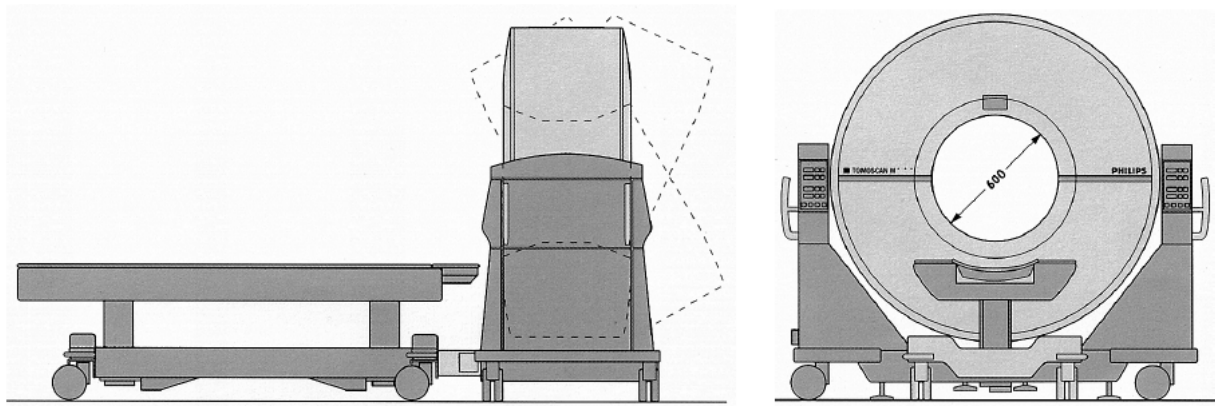
Die im CT verabreichten Dosen sind dabei durch geringere Streustrahlung und Rotation der Nutzstrahlrichtung nur schwer mit der konventionellen Radiografie zu vergleichen. Die Oberflächendosis und die Körperkerndosis variiert je nach Körperregion und Scanmodus. Durch höhere Schichtanzahl oder niedrigeren Pitch steigt beim hochauflösenden CT die Patientendosis entsprechend. In Deutschland kommt es durch ein Schädel-CT durchschnittlich zu einer Exposition von  $\approx 2,1\text{--}2,3$  mSv. Eine konventionelle Röntgenaufnahme des Schädels appliziert dagegen nur  $\approx 26$   $\mu\text{Sv}$ . Neben stochastischen Strahlenschäden sind direkte Strahlenschäden auch im CT möglich [18, 55, 59, 69, 72, 125, 192, 193, 195].

Beim Tomoscan M wird pro 10mm dicker Schicht bei 100 As und 120 kV am Phantom ein CTDI (computed tomography dose index) von 10,3 mGy in der Körpermitte des Abdomens und 38,2 mGy an der Oberfläche des Schädels gemessen.

Da der Scanner auch intraoperativ genutzt wird, ist die Verteilung der Streustrahlen-Isodosen im Umfeld des Scanners für das Personal wichtig, um die Exposition kleinstmöglich zu halten [74, 75, 77, 123, 141, 191, 201].

### **1.3.7 Kontrolle technischer Parameter des Computertomografen**

Die Röntgenverordnung und Leitlinien der Ärztekammern zur Qualitätssicherung legen in Deutschland die monatliche Überprüfung von Computertomografen im Rahmen der Konstanzprüfung fest [24, 25, 38, 155]. Diese überprüft die in Tabelle 1 bezeichneten Toleranzbereiche. Die technischen Parameter des Tomoscan M werden in Tabelle 2 zusammenfassend dargestellt. Abbildung 3 zeigt eine Skizze der Ansicht des Scanners [141, 142].



**Abbildung 3: Seitliche und frontale Ansicht des Tomoscan M (© Philips).**

**Tabelle 1: Basiswerte der Konstanzprüfung des Tomoscan M [134].**

Meßgrößen	Grenzwerte und Toleranzbereiche:
CT – Zahl (=Dichte von H <sub>2</sub> O):	0 ± 4 HU
Bildelement-Rauschen:	≤ 3,5 HU (Kopfprogramm)
	≤ 15,0 HU (Körperprogramm)
Homogenität:	Abweichung < 8HU vom Mittelwert
Räumliche Auflösung Hochkontrast:	> 6,25 Lp/cm (Kopfprogramm)
	> 4,2 Lp/cm (Körperprogramm)
Schichtdicke:	10 mm ± 10%
	5 mm ± 25%
	3 mm ± 25%
	2 mm ± 50%
Tischpositionierung:	Bei Fahrweg 300 mm max.: ± 2 mm

**Tabelle 2: Gerätespezifikationen des Tomoscan M [133].**

<b>Gantry:</b>	Patientenöffnung	60cm
	Nutzstrahlfläche	48°
	Maximales Field of View	460 x 460mm
<b>Detektoren:</b>	384 Festkörperelemente	
<b>Röntgenröhre:</b>	Größe des Focal spot	1.3 x 0.55 mm
	Röhrenspannung	120 und 130kV
	Röhrenstrom	10,20,30.40,45,50mA
<b>Auflösung:</b>	Maximale Hochkontrastauflösung	10 Lp/cm
	Maximale Niedrigkontrastauflösung	3.0 mm bei 0.3% (120 mAs)
	Rauschen	0.3% bei 120 mAs
<b>Scanparameter:</b>	Schichtdicke	2, 3, 5 und 10 mm
	Scanzeit pro Schicht	2, 4 und 6 Sekunden
	Rekonstruktionsmatrix	512 x 512 Voxel
	Displaymatrix	512 x 512 Voxel

## **1.4 Stand der Forschung zur Genauigkeit des CT**

In aktuellen Lehrbüchern wird weder die Genauigkeit von Distanzmessungen noch die Maßtreue der Darstellung im CT spezifiziert [52, 56, 62, 90, 112, 143]. Einige Publikationen geben jedoch einen Überblick über interventionelle Anwendungen des CT in der Medizin [64, 66, 115, 116, 172, 175].

Verschiedene Arbeitsgruppen untersuchen die Genauigkeit von mit dem CT ermittelten Messwerten. Unterschiedliche Scanobjekte und Phantome, Scanner, Protokolle und Evaluationsmodelle kommen für lineare Messungen, Volumenbestimmungen und Oberflächenbestimmungen zur Anwendung. Die für diese Arbeit relevanten Bereiche werden im Folgenden betrachtet.

### **1.4.1 Klinische Einschätzung der Wertigkeit des CT**

Es gibt sehr viele Untersuchungen zur klinischen Wertigkeit des CT bei raumfordernden pathologischen Prozessen, bei der Überwachung von Punktionen, Berechnung von Zielvolumina für die Radiotherapie, Diagnostik am Skelett, Knochendensitometrie oder Kreislaufdiagnostik. Das Hauptaugenmerk von Untersuchungen zur klinischen Wertigkeit des CT liegt auch in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie auf der Diagnostik und Verlaufskontrolle [84, 86, 106, 108, 117, 119, 126, 140, 163, 183, 194].

### **1.4.2 Navigation nach CT-Datensätzen**

Viele Systeme verwenden CT- Daten als Basis für die Orientierung im Raum. Die Systeme dienen der exakten Positionierung oder der fein dosierten Bewegung von Objekten in Relation zum Patienten in der Diagnostik und Therapie. Anwendungsgebiete finden sich hauptsächlich in der Neurochirurgie, Orthopädie, Unfallchirurgie, Hals- Nasen- Ohrenheilkunde, Mund-, Kiefer- Gesichtschirurgie, in der Tumorchirurgie und Strahlentherapie sowie diagnostisch und therapeutisch in der interventionellen Radiologie.

Navigationssysteme erleichtern die intraoperative Navigation in der Neurochirurgie. Durch Integration von CT- und MRT- Daten in ein Operationsmikroskop oder Zielinstrument wird die Genauigkeit der Ziellokalisation während des neurochirurgischen Eingriffs gesteigert [6, 100, 154]. In der Endoprothetik und bei Umstellungsosteotomien steuern CT- Datensätze Navigations- und Robotersysteme und steigern so die Genauigkeit der Implantation bzw. der Osteotomie. Eine bessere Passform und Primärstabilität soll dadurch erreicht werden [61, 93, 127, 128]. Die

Pedikelschraubeninsertion an der Wirbelsäule wird durch Navigation unter Einsatz von CT- Daten genauer und sicherer [8, 13, 35, 105, 138]. In der Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie werden Knochenankerimplantationen, Korrekturoperationen bei Dysplasien, Tumorresektionen und Osteotomien anhand der CT- Daten geplant und gesteuert. Die Genauigkeit der Planungsausführung kann so deutlich gesteigert werden [12, 29, 58, 67, 68, 95, 161, 182, 183]. Knochendefekte werden mit dem CT vermessen und durch maßgefertigte Implantate überbrückt [44, 45, 185, 186]. Zur korrekten Konturerstellung ist jedoch die Kalibrierung der CT- Datensätze notwendig [30, 98].

Andere Arbeiten überprüfen die Ergebnisse von CT- Scans durch den Vergleich von Lokalisationsdaten von Navigationssystemen am Objekt mit dem Scan des Objekts. Im Vergleich zur Datenerhebung am Objekt wird eine bis um den Faktor 1,7 verminderte Genauigkeit der Lokalisation von Punkten in CT- Daten beschrieben [121]. Der Vergleich von CT- Daten mit Daten eines Faro- Arms und röntgenstereogrammetrischer Messung führt zu einem Fehler der Lokalisation bestimmter Punkte durch das CT von durchschnittlich 0,152 mm bis 0,22 mm [41].

Ein mobiles CT im Operationssaal kann zur intraoperativen Diagnostik eingesetzt werden [74, 75, 191, 197, 201]. Wenn ein System die Lokalisation des CT während des Scans erfasst und parallel dazu die Positionsdaten in die Scanbilder einarbeitet, kann der Scanner selbst als Messgerät zur Ermittlung der Position von Objekten eingesetzt werden. Genauigkeitseinbußen an der Schnittstelle zwischen Datengewinnung und Registrierung werden dadurch minimiert [145].

### **1.4.3 Genauigkeit linearer Messungen mit dem CT**

Zur Kontrolle der Genauigkeit linearer Messungen in CT- Daten werden Knochenphantome mit und ohne Implantate gescannt. Differenzen der CT- Daten zu vorher bekannten Maßen von Femora mit Titanimplantaten von  $0,33 \pm 0,15$  mm werden beschrieben [51]. Die Bestimmung künstlicher Kortikalisdefekte und Kortikalisdickenbestimmungen führen zu einer Überschätzung von reellen Defekttiefen um 15% [144]. Ein Vergleich von Knochenmaßen mit CT- Scans zeigt die geringere Maßhaltigkeit von linearen Messungen bei guter Wiedergabe von Winkelmaßen [32].

Der Vergleich linearer Distanzen zwischen CT vom Schädelpräparat und digitalen 3D- Messdaten beim Aufsuchen von Landmarken ergibt Differenzen von 1- 2 mm [152]. Beim Vergleich von Oberschenkelknochen mit histologischen Schnitten der Scanebene findet sich eine durchschnittliche Maßabweichung im CT von  $0,8 \pm 0,7$  mm [156]. Die Vermessung des Fußskeletts

mit dem CT gelingt jedoch klinisch zufrieden stellend [166]. Die Katalogisierung von Schädelmaßen wurde mit dem CT durchgeführt [176, 177].

Übersichtsartikel beschreiben das CT als exaktes Verfahren zur Ermittlung linearer Messwerte, ohne Messparameter oder Toleranzintervalle von Abweichungen zu benennen [194].

#### **1.4.4 Ortsauflösung des CT**

Die Ortsauflösung des Scanners ist für die Erhebung von Bilddaten essentiell. Die untere Grenze der Darstellbarkeit von spongiösen Strukturen im HR-CT wird mit 0,5mm- 0,7mm angegeben. Hochauflösende Algorithmen und dünne Schichtdicken verstärken jedoch im HR-Modus das Rauschen und können durch Texturerzeugung Spongiosastruktur vortäuschen. Die Streuung innerhalb eines Objekts vermindert die Ortsauflösung erheblich. Neue Mehrzeilen-Scanner führen zwar zur feinen Auflösung auch der z-Achse bis hin zu isotropen (griech.: isos gleich; tropos Drehung, Richtung) Voxelabmessungen, können aber trotzdem Strukturen, die kleiner als die Ortsauflösung sind, nicht auflösen [53, 70].

Im Rahmen der Materialforschung können die Grenzen der Strahlenexposition am Menschen ignoriert werden. Im Mikro-CT wird so trabekulärer Knochen mit einer Genauigkeit von 0,05-0,07mm dargestellt. Kleine Spongiosavolumina können durch Positionierung in Röhrennähe bis 0,01mm aufgelöst werden [103, 130].

Für die Beurteilung von Genauigkeitsangaben muss zwischen Pixelgröße und Ortsauflösung unterschieden werden. Nach dem Shannon'schen Abtasttheorem muss die Abtastung eines Objektes mindestens doppelt so groß wie das kleinste aufzulösende Objekt gewählt werden. Die Ortsauflösung eines CT ist daher mindestens doppelt so groß wie die Pixelgröße [51, 129].

#### **1.4.5 Einflüsse der Scannertechnik**

Beim Tomoscan M verfälscht die Führung bewegter Teile der Scannermechanik die Schichtposition in x-y- und z-Richtung. Für andere Fabrikate sind ähnliche Effekte anzunehmen, da die Beweglichkeit aller Komponenten nur mit Spiel ermöglicht werden kann [36, 145].

Die Scannergeometrie begrenzt die Genauigkeit des CT. Durch die Zentralprojektion des Röntgenfächers entstehen abhängig von der Schichtdicke Inhomogenitäten der Voxelausdehnung in der z-Achse. Die Schichtdicke ist durch die Gantrydrehung nur im Mittelpunkt des Gantry-

querschnitts konstant. Sie darf in der Konstanzprüfung des Tomoscan M um 10- 50% abhängig von der Schichtdickeneinstellung schwanken [112, 142].

Hitze und Abnutzung der Röhre haben Einfluss auf Größe und Ausrichtung des *Focal Spot* und damit der geometrischen Unschärfe der Strahlenquelle. Detektoren altern und stellen so veränderte Signalintensitäten dar. MRT- Scanner können Skalierungsfehler der Voxelgröße aufweisen. Für CT- Scanner ist diese Möglichkeit bisher nicht widerlegt [73, 156].

Das Spiral- CT produziert spezifische Artefakte. Durch die komplizierte Geometrie der Schichtrekonstruktion vor allem bei mehrzeiligen Spiral- CT's werden viele unterschiedliche Rekonstruktionsalgorithmen vorgestellt. Unterschiede zeigen sich auch zwischen den Scannerfabrikaten [63, 71, 86, 99]. Eine Differenz zwischen der Dichtewertermittlung durch Einzelschichtmodus und Spiralmodus kann für extreme Dichtewerte wie Knochen und Luft belegt werden, ohne jedoch zu statistischer Signifikanz zu führen [81].

#### **1.4.6 Einflüsse durch Materialien und Gewebe im Strahlengang**

Arbeiten zur Dosisplanung in der Strahlentherapie unterscheiden durch das CT 16 Gewebeklassen mit bis zu 57 verschiedenen Subgruppen. Es werden Graustufen- oder Falschfarben- Schwellenwerte zur Differenzierung und Zielvolumenplanung eingesetzt. Viele dieser Gewebe zeigen keine Artefaktproduktion [40].

Bei Knochenscans kann Rauschen eine der Spongiosa ähnliche Struktur durch Texturerzeugung vortäuschen. Analysen von Volumina der Spongiosa sind durch die geringe Ortsauflösung im CT nicht verlässlich. Spongiosa beeinflusst gleichzeitig die Schwellenwerte der Bilddarstellung. Das Knochenmark in der Spongiosa führt darüber hinaus zur Verfälschung der Spongiosavolumenmessung um bis zu 30% [70, 196].

Titan im Strahlengang führt zu Grenzschnittartefakten, die einen systematischen Fehler bei linearen Messwerten hervorrufen. Titan erhöht durch Artefakte auch Röntgendichtewerte außerhalb der Grenzschnitt. Zahnfüllungen zeigen im CT starke streifige Artefakte [170, 196].

#### **1.4.7 Einflüsse durch Bildverarbeitung**

Die errechneten Signalintensitäten der Voxel sind frei skalierbar. Das führt zu Unsicherheiten in der Zuordnung von Graustufen oder Falschfarben zu Geweben. In der Praxis behilft man sich

mit empirisch bestimmten Fenstereinstellungen zur Darstellung z.B. von Knochen, Weichteilen oder Lungengewebe. Diese Standards sind nicht genormt und daher oft umstritten [112].

Die Variation von Fenstereinstellungen führt zu Maßdifferenzen im CT- Bild. Beim Gebrauch des gleichen Schwellenwerts für alle knöchernen Strukturen eines Datensatzes können Maßabweichungen linearer Messungen auftreten. Strukturen unterschiedlicher Dicke oder Dichte werden bei Verwendung von generellen Schwellenwerten mangelhaft dargestellt [103, 113, 170, 196].

Das Problem der korrekten Dimensionsdarstellung von Knochen und Implantaten ist auch in der Arbeit mit dem Tomoscan M nicht gelöst [145].

#### **1.4.8 Einflüsse durch klinische Anwendung des CT**

Die schlechte Ausrichtung langer Röhrenknochen zur Scanachse im klinischen Alltag steigert den Partialvolumeneffekt. Die Verkürzung der Abtastzeit im Spiralmodus gegenüber dem Einzelschichtmodus bringt eine deutliche Verminderung von Bewegungsartefakten bei Lungenaufnahmen. Die Kippung der Gantry z.B. bei koronaren Schichten ruft Verzerrungen hervor, die bei hohem Anspruch an die Ortstreue korrigiert werden müssen [6, 12, 31, 51, 112].

In der klinischen Anwendung liegt ein Hauptaugenmerk auf der Vermeidung von Bewegungsartefakten, der korrekten Schichtorientierung und der Minimierung des Partialvolumeneffekts durch korrekte Lagerung. Diese Parameter beeinflussen lineare Abmessungen in nicht bekanntem Maß.

Die Integration des Tomoscan M in Anwendungen der Arbeitsgruppe brachte viele neue Erkenntnisse [2, 3, 4, 74, 75, 95, 96, 97, 115, 116, 145]. Nur wenige Arbeiten außerhalb der Arbeitsgruppe beziehen sich auf die Arbeit mit dem Tomoscan M in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Schwerpunkte von Arbeiten über den Tomoscan M liegen im Bereich der Neurochirurgie und Traumatologie [191, 201].



## **2 Herleitung der Aufgabenstellung**

Im OP der Arbeitsgruppe Navigation und Robotik im Zentrum für craniofaciale Fehlbildungen der Charité werden mit Hilfe des mobilen CT Philips Tomoscan M Epithesen nach stereolithografischen Modellen hergestellt und Implantationen von Knochenankern durch ein Assistenzsystem durchgeführt. Mögliche Lochpositionen werden durch das CT erfasst und aus den Daten die Positionsvorgabe von Implantaten im Knochen erstellt [2].

Erkenntnisse aus diesen Anwendungen finden Anwendung in der Tumorchirurgie, Brachytherapie, bei der Traumaversorgung, der epithetischen Versorgung oder zur Einbringung von Implantaten und dienen der Präzisierung von Bohren, Sägen, Fräsen und Lasern am Knochen.

### **2.1 Problematik in der Anwendung des Tomoscan M**

Bei den im vorigen Absatz genannten Anwendungen des Tomoscan M in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie stellt sich die Frage nach der Genauigkeit des CT- Datensatzes. Die Herstellung stereolithografischer Modelle oder die Maßanfertigung von Implantaten erfordert präzise Datengrundlagen, die am Schädel nur nach Festlegung spezifischer Protokolle realistischen Abmessungen nahe kommen.

Ein Fehler in der Ortstreue der Voxel in x-y- Richtung ist innerhalb der jeweiligen Schicht möglich. Bei Stereolithografien und 3D- Aufbereitungen der Datensätze wird die Ortstreue der Voxel auch über mehrere Schichten wichtig. Abweichungen der Voxellokalisierung in x-y- Richtung zwischen verschiedenen Schichten wurden für den Tomoscan M belegt. Daraus entstehen Fehler bei der dreidimensionalen Rekonstruktion der Daten [145].

Die Schichtposition in Richtung der z- Achse ist beim Tomoscan M unter anderem von der Genauigkeit der Vorschübe der Gantry oder des Patiententisches abhängig. Methoden zur Kompensation wurden vorgestellt, sind jedoch nicht Standard und benötigen bisher eine spezielle Navigationsausrüstung [145]. Oft wird einfach eine exakte Positionierung der Schichten bei dreidimensionaler Rekonstruktion angenommen, ohne diese zu verifizieren. Die entsprechenden Verzerrungen müssen dabei in Kauf genommen werden.

Die Schichtdicke beeinflusst die Größe des Partialvolumeneffekts (siehe Kapitel 1.3.5 und Abbildung 40). Sie ist aus geometrischen Gründen nur im Zentrum der Scanebene konstant. Die Relevanz dieser Ungenauigkeit wurde für diesen Scanner bisher nicht untersucht.

Aus Gründen der Vergrößerung des erfassbaren Querschnitts ist die Detektoreinheit in der Gantry des Tomoscan M exzentrisch gelagert. Der Randbereich der Scanschicht wird so nur von einer Seite des Röntgenfächers durchstrahlt. Dadurch können Parameter wie die Ortsauflösung, das Rauschen oder die Exaktheit der Wiedergabe von Röntgendichtewerten mit Abweichung aus dem Gantryzentrum variieren. Dieser Effekt wurde in der Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie bisher nicht beachtet.

Es ist nicht bekannt, inwieweit Standardeinstellungen oder benutzerdefinierte Einstellungen von Scanparametern und Bildverarbeitung beim Tomoscan M repräsentative Abmessungen am Knochen hervorbringen. Eine Gegenüberstellung der Parameter beim Scan von Objekten bekannter Abmessung kann Auskunft darüber geben, ob und in welchem Umfang lineare Messungen von diesen Parametern abhängen.

Das generelle Erreichen von zur Knochenoberfläche senkrecht stehender Schnittebenen ist beim Schädel nicht möglich. Selbst wenn die Schnittstelle vorher genau definiert ist, werden Oberflächen schräg getroffen. Messungen aufgrund dieser Bilder werden durch die geometrische Verzerrung in der Schnittebene sowie durch Partialvolumeneffekte beeinflusst. Welches Ausmaß diese Einflüsse auf die Arbeit mit dem Tomoscan M nehmen, ist nicht bekannt.

Implantate produzieren Artefakte, über deren Einfluss auf Messgenauigkeiten mit dem Tomoscan M bisher nicht publiziert wurde. Artefakte können Einfluss auf Maße von Implantaten und umliegenden Strukturen durch Abänderung lokaler Signalintensitäten nehmen. Streuung oder nicht auflösbare Strukturen des Objekts wie Spongiosa nehmen Einfluss auf lokale Signalintensitäten. Mangelnde Compliance oder Beatmung des Patienten kann zu Bewegungsartefakten führen.

## **2.2 Aufgabenstellung**

Aus den Problemfeldern in der Anwendung des Tomoscan M in der Arbeitsgruppe für Navigation und Robotik ergibt sich die Fragestellung dieser Arbeit.

Aufgrund der Methode der Computertomografie wird erwartet, dass Darstellungen von Löchern und Implantaten in Knochen durch Fenstereinstellungen variieren. Sie reflektieren deshalb nur indirekt die Ortstreue der Wiedergabe durch das CT in x-y- Richtung.

Aus ihnen lässt sich jedoch eine Aussage über die Lage der Lochachse und der Implantatachse treffen. Der Abstand von 2 Lochachsen oder einer Lochachse zur Implantatachse lässt wiederum Rückschlüsse auf die Qualität der Messwerterhebung zu.

Die Qualität der Messwerterhebung bestimmt die Rahmenbedingung für die Implantatdarstellung. Die ermittelten Fragen können deshalb folgendermaßen differenziert werden:

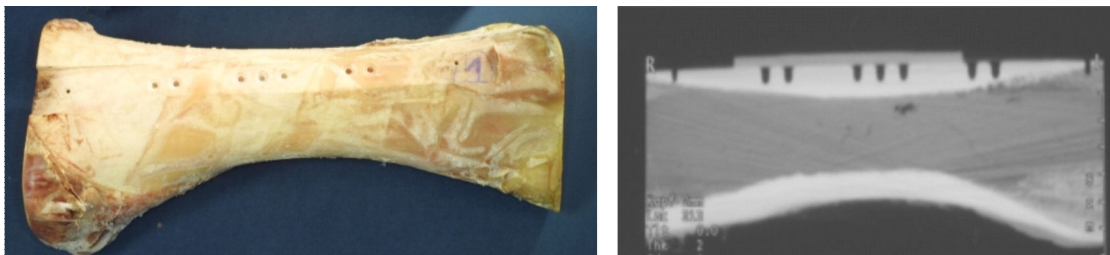
- Innerhalb welcher Toleranzen lokalisiert der Tomoscan M Strukturen am Knochen?
- Wird die Lokalisierung von Strukturen am Knochen mit dem Tomoscan M durch extra-orale kraniofaziale Implantate beeinflusst?
- Haben unterschiedliche Scanprotokolle und Fenstereinstellungen des Tomoscan M Einfluss auf die Lokalisierung von Strukturen am Knochen?
- Mit welchen Abweichungen stellt der Tomoscan M gebräuchliche kraniofaziale Implantate im Längsschnitt und im Querschnitt dar?
- In welchem Ausmaß sind beim Tomoscan M Abmessungen von Implantaten in Längsschnitten vom Abstand der Scanschicht zur Lochachse abhängig?

### 3 Methodik

Die Genauigkeit der Messwerterhebung durch den Scanner wird durch Bestimmung von vorher bekannten Maßen ermittelt. Die Datenerhebung findet durch den Tomoscan M an einem unfixierten Rinderknochen statt. Messwerte werden mit und ohne Implantat im Knochen bestimmt. Darauf aufbauend werden Implantate unter verschiedenen Einstellungen durch den Scanner dargestellt und die Darstellungen vermessen.

#### 3.1 Herstellung des Knochenphantoms

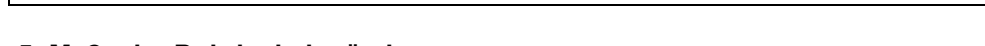
In einen unfixierten Rinderknochen werden entsprechend der Abbildung 4 sieben Messlöcher sowie 2 kleine Kalibrierlöcher in definierten Abständen und Durchmessern gebohrt. Zur Sicherstellung der Referenzebene wird die Knochenoberfläche in der Bohrungsebene vor dem Einbringen der Löcher plangefräst.



**Abbildung 4: Knochenphantom mit Bohrlöchern im Foto und im Scanbild.**

Am Außenrand des Knochens werden möglichst weit peripher die Kalibrierlöcher von 2mm Durchmesser achsenparallel und in Flucht der Messlöcher eingebracht. Der Durchmesser der Kalibrierlöcher entspricht der nominalen Scanschichtdicke von 2mm, die bei den Scans eingestellt wird. In der zu messenden Schicht müssen beide Kalibrierlöcher entsprechend dem Scanbild in der Abbildung 4 zur Darstellung kommen.

Die Bohrungen im Knochen werden entsprechend einer Werkszeichnung achsenparallel im Abstand von jeweils 10 mm bzw. 30mm mit definierter Bohrtiefe in einer Flucht auf einer Fräsmaschine Typ *FP1* der Firma *DMG- Deckel Maho Gildemeister, München* in der Forschungswerkstatt des Instituts eingebracht. Das technische Datenblatt dieser Maschine benennt die kleinste Skalierung der für die Knochenbearbeitung notwendigen Bewegungsrichtungen mit 0,025mm [36]. Es ergeben sich zwei 80mm voneinander entfernte Lochpaare mit 10mm Lochabstand, ein



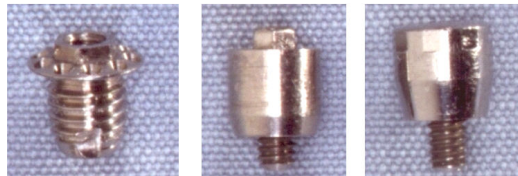


### 3.2 Spezifizierung der Implantate

Im Versuch wurde eine Knochenschraube und ein Abutment der Firma *Nobel Biocare / Entific Medical Systems* sowie ein hierzu kompatibler Magnet der Firma *Steco Systemtechnik* verwendet. Das Abutment und der Magnet werden im Rahmen der Messungen in das Innengewinde der Knochenschraube eingebracht. Tabelle 4 beschreibt die Implantate [42, 43, 167].

**Tabelle 4: Implantatbezeichnungen laut Herstellerangaben [42, 43, 167].**

Implantat:	<i>Knochenschraube</i>	<i>Abutmenthülse + Abutmentschraube</i>	<i>Magnet</i>
Hersteller:	Nobel Biocare / Entific Medical Systems	Nobel Biocare / Entific Medical Systems	Steco Systemtechnik
Produktbezeichnung:	Flange Fixture Ø 3,75 x 4mm	Abutment Flange Fixture 4mm	X- Line
Produktcode:	SEC 002	SEC 008	I02.01.X435



**Abbildung 8: Knochenschraube (links), Abutment (mitte) und Magnet (rechts)**

Die Knochenschraube hat eine Länge von 5,35mm. Der Durchmesser beträgt am Gewinde 3,75mm und am Hals von 3,15mm. Der Flansch am Schraubenhals misst 5,5mm im Durchmesser und ist durch die Abschrägung nach außen zwischen 0,2 und 0,5mm dick. Zwischen Flansch und Schraubenspitze liegen 4,2mm. Zentral innerhalb eines Sechskants im Schraubenkopf liegt ein 4,5mm tiefes Blindloch mit Innengewinde M 2. Die Knochenschraube wird im Versuchsablauf entsprechend der Montageanweisung in den Knochen eingebracht [136].

Die Abutmenthülse wird auf den Sechskant der Knochenschraube aufgesteckt. Die Abutmentschraube wird durch die zentrale Bohrung der Hülse in das Blindloch der Knochenschraube eingeschraubt [134]. Die Hülse sitzt dadurch bündig auf dem Flansching der Knochenschraube auf. Die Abutmenthülse ist 4mm lang und misst 4,5mm im Durchmesser. Zur Knochenschraube hin ist die Hülse auf 4,0mm Durchmesser mit 15° konisch gekröpft. Dort befindet sich ein Innensechskant, der auf den Sechskant der Knochenschraube passt und Rotationen zwischen Schraube und Abutment verhindert.

Die Abutmentschraube misst 6,6mm in der Länge und 3mm im Durchmesser. Sie arretiert die Hülse auf der Knochenschraube. Sie wird vor dem Anschrauben über einen Kunststoffring in

einer Nut in der Hülse fixiert. Die Schraube mit Gewinde M 2 zentriert sich beim Einschrauben über einen Konus in der Hülse. Nach dem Einschrauben steht der Kopf der Abutmentschraube um 0,55mm über den Rand der Hülse über. Zentral im Kopf der Schraube befindet sich ein Blindloch mit Innengewinde M 1,4 zur Fixierung von Aufbauten.

Das Abutment besteht aus einer Kombination von Abutmenthülse und Abutmentschraube. Abutmenthülse und Knochenschraube sind zusammengeschrabt 8,7mm lang. Durch den Überstand der Abutmentschraube beträgt die Länge der Kombination 9,25mm. Abutment und Knochenschraube kommen beim Scan grundsätzlich gemeinsam zur Darstellung, da das Abutment durch die Knochenschraube im Knochen fixiert wird.

Der Magnet wird auf die Knochenschraube aufgeschraubt. Im Unterschied zum Abutment hat der Magnet keinen Innensechskant zur rotationsfreien Fixierung auf der Knochenschraube. Die Fixierung wird über das Drehmoment bei Montage des Magneten gesichert [134].

Der Magnet besteht aus einer zylindrischen Reintitankapsel mit gasdicht eingeschlossenem dauermagnetischem Kern aus Samarium und Kobalt ( $\text{Sm}_2 \text{Co}_{17}$ ) mit einer Abzugskraft von 1,7 N. Der Kern misst 4mm im Durchmesser und ist 2mm hoch. Die Kapsel hat einen Durchmesser von 4,8mm mit einer kaudalen konischen Kröpfung auf 4,0mm Durchmesser analog zur Hülse des Abutments. Das kraniale Ende der Hülle besitzt eine peripher flach sphärische Oberfläche, um definierte Haltekräfte auch bei nicht exakt achsenparalleler Auflage zu garantieren. Die Länge der Kapsel beträgt 4,4mm von der Flanschauflage bis zur Kuppel der kranialen Rundung.

Kranial finden sich an der Flanke 8 kleine Ansatzflächen für das Montagewerkzeug. Kaudal findet sich ein Gewindezapfen mit Gewinde M 2 zum Einschrauben in das Blindloch der Knochenschraube. Der Boden der Hülle ist um den Gewindezapfen abgesenkt, um Raum für den Sechskantansatz der Knochenschraube zu bieten.

Der Magnet kommt analog zum Abutment grundsätzlich in Kombination mit der Knochenschraube zur Darstellung. Die Kombination hat eine Länge von 9,05mm. Die Abbildungen unten zeigen die Herstellerzeichnungen der Knochenschraube und des Abutments (© Entific Medical Systems, Schweden) sowie des Magneten (© Steco- Titanmagnetics, Hamburg), mit Maßen und Toleranzen, soweit diese nicht als sensible Daten klassifiziert sind und deshalb nicht veröffentlicht werden.



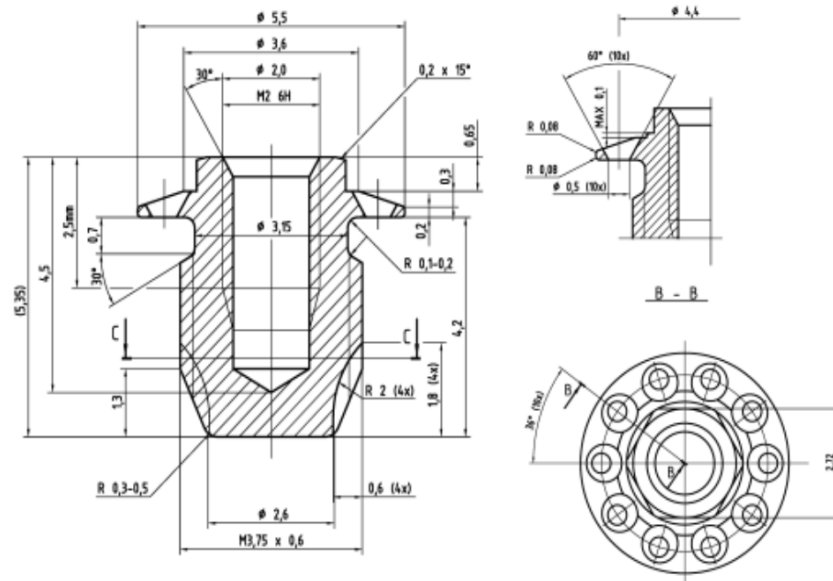


Abbildung 9: Konstruktionszeichnung der Knochenschraube (© Entific Medical Systems).

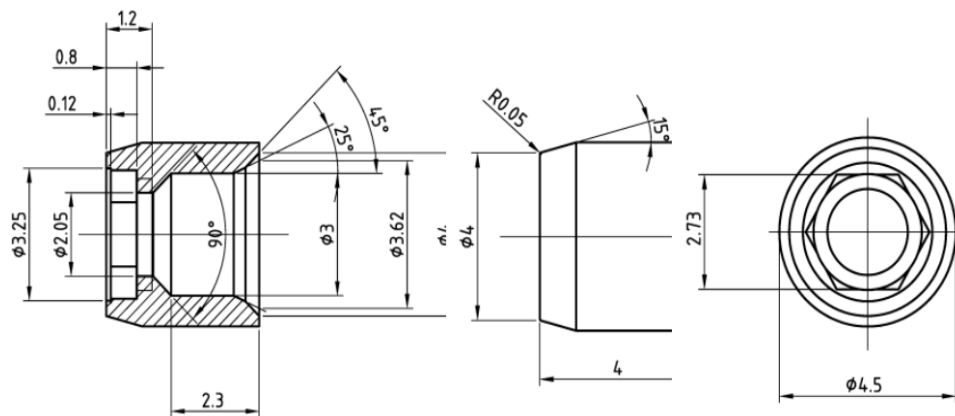


Abbildung 10: Konstruktionszeichnung der Abutmenthülse (© Entific Medical Systems).

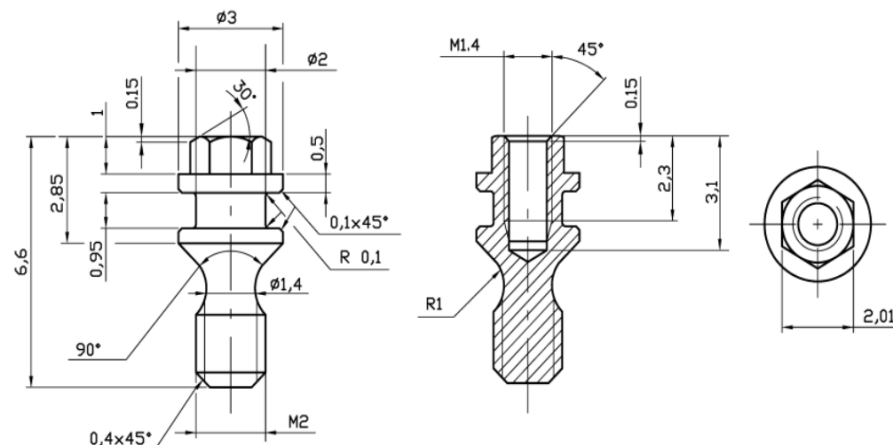
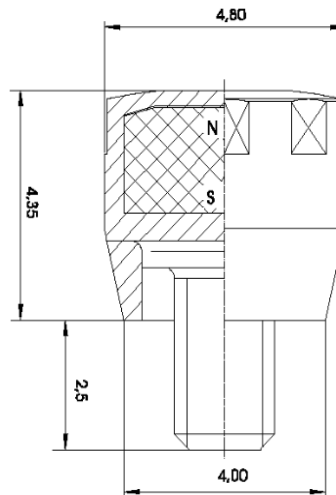


Abbildung 11: Konstruktionszeichnung der Abutmentschraube (© Entific Medical Systems).



**Abbildung 12: Konstruktionszeichnung des Magneten (© Steco- Titanmagnetics, Hamburg).**

### 3.3 Erstellung der Schnittbilder

In den Experimenten wird der Scanner Tomoscan M verwendet. Hersteller ist Philips Medizin Systeme, Unternehmensbereich der Philips GmbH, Röntgenstr. 24, 22331 Hamburg. Die Scanner- Identifizierungsnummer ist 021956- 009. In den Experimenten ist der Scanner für den Einzelschichtbetrieb konfiguriert [141, 142].

Im Versuch wird der Knochen im Strahlengang der Gantry mit einem röntgendurchlässigen Gestell fest installiert. Die plangefräste Knochenoberfläche dient als Auflage und Referenzfläche zur Orientierung der Lochachsen gegen die Horizontale. Danach werden Schnittbilder vom Knochen ohne Implantat und mit Implantat angefertigt. Die Scans erfolgen in den in Tabelle 7 erläuterten Standardeinstellungen und später zum Vergleich unter Variation von Scanparametern und Objektausrichtungen in der Scanebene.

Jede Einstellung wird in drei Scans festgehalten. Jeder Scan wird zweimal ausgewertet. Auf den Schnittbildern kommen dabei die Löcher und die Implantate zur Darstellung. Die Darstellung der Löcher und der Implantate im Schnittbild wird an der Konsole des Scanners in einem festgelegten Modus vermessen. Die Ergebnisse werden schriftlich und in Bildabzügen protokolliert. Die protokollierten Messwerte werden ausgewertet und dargestellt.

#### 3.3.1 Scandurchführung

Beim Scan werden die Position des Knochens zur Schnittebene, Implantate im Knochen, Ausrichtung der Knochenachse zur Horizontalen, Scanparameter, Bildverarbeitungsalgorithmus und

Kantenlänge des dargestellten Bildes festgelegt, da diese Parameter Einfluss auf die Bildrohdaten nehmen.

Die Scannerstellung erfolgt nach dem in Tabelle 5 dargestellten Schema. Der gesamte Ablauf über die Bereitstellung des Scanners, die Positionierung des Knochens, das Festlegen der Scanparameter, die exakte Positionierung des Knochens sowie die Scans sind dort festgelegt.

**Tabelle 5: Standard der Scannerstellung.**

<b>1.) Scanner bereitstellen</b>	<b>Schritt 1</b>	Abkoppeln des Patiententisches von der Gantry
	<b>Schritt 2</b>	Absenken der Feststellfüße
	<b>Schritt 3</b>	Einschalten des Scanners
	<b>Schritt 4</b>	Hochfahren der Konsole
	<b>Schritt 5</b>	Einloggen des Bedieners
	<b>Schritt 6</b>	Auswahl der Gantry als verfahrbare Einheit
<b>2.) Knochen grob positionieren</b>	<b>Schritt 7</b>	stabile Positionierung des Knochens
	<b>Schritt 8</b>	Positionspeilung der Lochreihe mit Laservisier
	<b>Schritt 9</b>	Erstellen des Scanogramms
	<b>Schritt 10</b>	Positionskontrolle im Scanogramm
<b>3.) Scanparameter festlegen</b>	<b>Schritt 11</b>	Festlegen der Scanparameter (Schichtdicke, kV, mA, n/rot)
	<b>Schritt 12</b>	Festlegung des Scanbereichs zum Einschluss der Lochreihe
	<b>Schritt 13</b>	Vorläufiger Scan zur Darstellung der Kalibrierlöcher
	<b>Schritt 14</b>	Definition geeignet orientierter Schnittbildpositionen
<b>4.) Knochen fein positionieren</b>	<b>Schritt 15</b>	Kontrolle der Kriterien zur exakten Positionierung des Knochens
	<b>Schritt 16</b>	Feinkorrektur der Position
	<b>Schritt 17</b>	Kontrollscan im Bereich der Löcher
	<b>Schritt 18</b>	Erneute Überprüfung der Kriterien zur exakten Positionierung
	<b>Schritt 19</b>	Freigabe des Scans bei exakter Positionierung
<b>5.) Scan</b>	<b>Schritt 20</b>	Einstellung des Field of View nach festgelegtem Schema
	<b>Schritt 21</b>	Scan ohne Positionsänderung von Knochen oder Gantry
	<b>Schritt 22</b>	Speicherung der Bildrohdaten

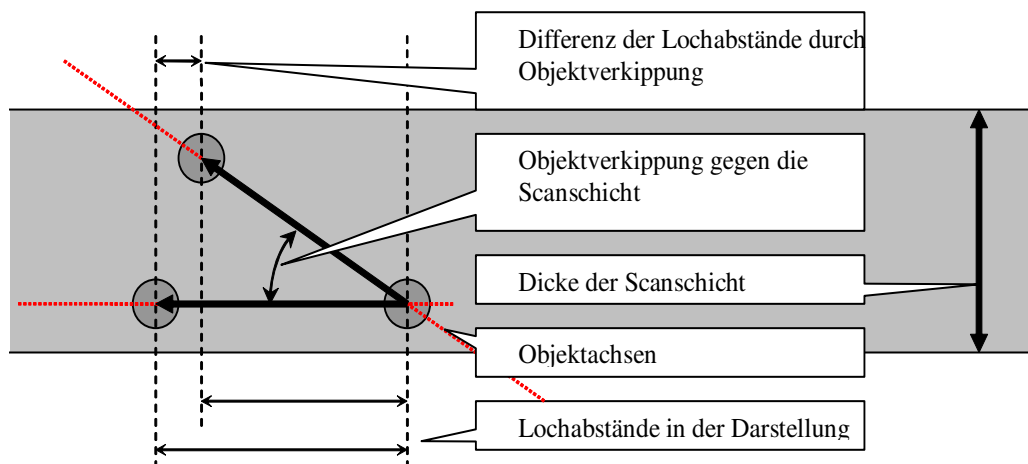
Die Speicherung der Bildrohdaten erfolgt nach dem Scan auf der Festplatte des Scanners. Von dort werden die Daten auf ein optisches Speichermedium übertragen (*Rewritable optical Disk, DEC-702 Pioneer Electronic Europe N.V., Belgien*).

Zur Orientierung und Festlegung der Scanschichten erstellt der Scanner eine klassische Röntgenaufnahme in Zentralprojektion, das so genannte „Scanogramm“. Die geplanten Schichten werden mit dem Cursor der Konsole auf dem Scanogramm platziert und bilden den Scanplan, den der Scanner im folgenden Scanprozeß abarbeitet.

Alternativ dazu lassen sich Scans an vorher definierten Positionen ohne Erstellung eines Scanogramms fahren. Einzelne Scans können auch an der Stelle, an der sich die Gantry gerade be-

findet, durchgeführt werden. Die Scans für die Messungen werden mit diesen Funktionen erstellt, um Gantrytranslationen nach Positionierung des Knochens zu vermeiden.

Ein Fehler durch Verkipfung des Objekts im Strahlengang wie in Abbildung 13 dargestellt, errechnet sich aus der angenommenen maximalen Verkipfung des Knochens gegen die 2mm dicke Scanschicht.



**Abbildung 13: Schema zur Darstellung eines Fehlers durch Verkipfung der Objektachse gegen die Scanebene.**

Im Längsschnitt ist eine Verkipfung von 2mm entsprechend halber Lochstärke der Kalibrierlöcher auf jeder Seite im Kontrollscan sicher auszuschließen, da sich die Kalibrierlöcher dadurch bei 2mm Schichtversatz in 3 unterschiedlichen Schichten zeigen würden. Bei Querschnittaufnahmen zeigt das Scanbild an, ob die Kalibrierlöcher von der 2mm dicken Schicht erfasst werden oder nicht. Stellen sich in einer Schicht keine Löcher dar, in der nächsten jedoch beide Kalibrierlöcher, liegt die maximale Verkipfung hier ebenfalls bei 2mm.

Eine Verkipfung der Lochflucht von 2mm gegen die Scanebene führt nach dem Satz des Pythagoras entsprechend  $a^2 + b^2 = c^2$  mit  $c=180\text{mm}$  und  $b=2\text{mm}$  zu einer Maßabweichung zwischen den Kalibrierlöchern von  $180\text{mm} - a \approx 0,01\text{mm}$ . Der durch Verkipfung mögliche Fehler liegt somit unterhalb der Toleranzgrenze der Bohrungsabstände.

**Tabelle 6: Kriterien der Objektpositionierung.**

<b>Längsschnittdarstellung:</b>	einwandfreie Darstellung beider Kalibrierlöcher in einer Schicht
	Parallelität beider Kalibrierlochanschnitte in der Schicht davor und danach
<b>Querschnittdarstellung:</b>	Darstellung beider Kalibrierlöcher in der ersten lochschneidenden Schicht
	keine Lochdarstellung in der letzten nicht lochschneidenden Schicht

Um Fehler minimieren zu können, gelten für die Positionierung des Knochens im Strahlengang die in Tabelle 6 dargestellten Kriterien. Nichterfüllen der Kriterien führt zum Verwerfen der Scanreihe.

### 3.3.2 Variation der Scanprozeduren

Im Rahmen des Versuchs werden Längsschnitte parallel zur Lochachse mittig und tangential vorgenommen. Es erfolgen ebenfalls Scans im Querschnitt orthogonal zur Lochachse. Bei den Scans werden Scanprotokolle nach Vorgabe ohne und mit Implantat variiert.

Die Standardscans werden mit klinisch üblichen Scannereinstellungen aufgenommen. Dabei handelt es sich um Einstellungen, die sich in der bisherigen Anwendung des Tomoscan M im klinischen Gebrauch zur Darstellung von Schädelknochen etabliert haben. Die Tabelle 7 führt die Parameter der Standardeinstellung auf.

**Tabelle 7: Standardeinstellungen des Scanners im klinischen Betrieb.**

Einstellung	Wert
Schichtdicke	2mm
Field of View	FoV 200mm
Röhrenspannung	120 kV
Röhrenstrom	10 mA
Anzahl Umdrehungen / Aufnahme	$n_{\text{rot}} = 1$
Bildverarbeitungsalgorithmus	Algor Sharp

Zur Ermittlung des Einflusses von Scannereinstellungen auf Messwerte wurden Messungen unter Variation jeweils eines Parameters durchgeführt. Tabelle 8 stellt die Parameter dar, die bei den Prozeduren variiert wurden.

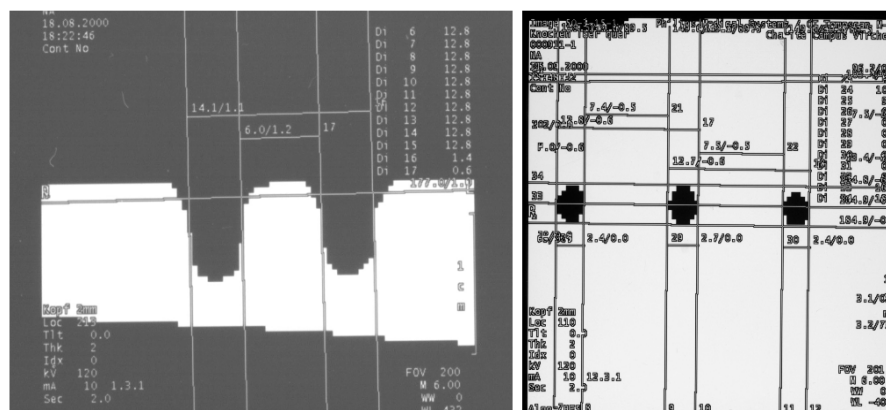
**Tabelle 8: Parametervariation bei den Messungen.**

	Signalskalierung		Implantate	Matrix-Kantenlänge	Algorithmus	Scanparameter	Objektposition	Winkel
Kürzel [Einheit]	WW [HU]	WL [HU]	Impl	FoV [mm]	Algor	Scanpar [kV/mA/ $n_{\text{rot}}$ ]	Pos	Grad
Kategorien	0 HU 300 HU 1000 HU 2400 HU	-400 HU 0 HU 360 HU 432 HU 1000 HU	Ohne Schraube Abutment Magnet	200 mm 150 mm 120 mm 50 mm	Sharp Standard smooth	120/10/1 120/10/2 120/20/1 120/20/2 130/10/1 130/10/2 130/20/1 130/20/2	Zentral Oben Unten Rechts links	0° 30° 45° 60° 90°

### 3.4 Datenauswertung

Die Messwertablesung nach Erstellung der Scans erfolgt am Bildschirm der Konsole nach einem festgelegten Standard. Die Schnittbilder durch die Lochreihen werden dazu mit den Messwerkzeugen der Scannerkonsole vermessen. Die Signalskalierung wird an der Konsole nach einem definierten Messprotokoll festgelegt. Die Signalskalierung hat keinen Einfluss auf die Bildrohdaten, jedoch auf die Darstellung des Bildes am Bildschirm und damit auf die Datenauswertung.

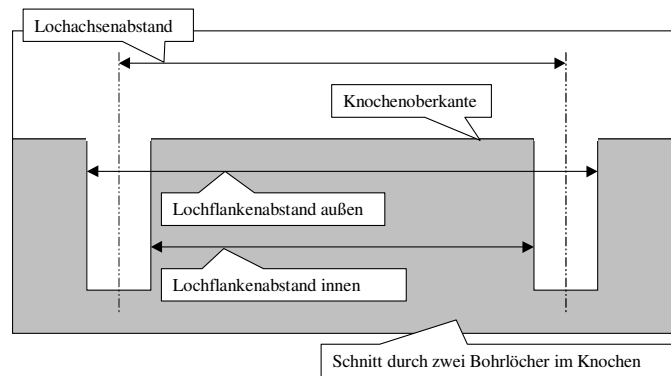
Man kann zur Messung an einem Längs- oder Querschnitt im CT- Bild nur die Position einer Lochflanke oder Implantatflanke heranziehen, wie in der Abbildung 14 verdeutlicht wird. Im Bild werden Dichtegradien des Oberflächenanschnitts jedoch in Abhängigkeit von Fenstereinstellungen zu unterschiedlichen Implantat- und Lochflankendarstellungen umgesetzt. Durch den gesteigerten Partialvolumeneffekt bei schräg getroffenen Oberflächen ist es nicht möglich, absolute Maße in der x-y- Ebene mit einem Computertomografen genau zu erheben.



**Abbildung 14: Darstellung und Vermessung von Lochflanken im Längs- und Querschnitt im CT.**

Die Ermittlung von variablen Lochflankenpositionen erlaubt dennoch die Bestimmung der Lochachse und damit des Achsenabstandes zwischen zwei Löchern. Die symmetrische Erfassung der Löcher durch die Scanschicht verteilt auch Partialvolumeneffekte symmetrisch auf die Lochflanken, wodurch die Löcher ortstreu zur Darstellung kommen. Das Prinzip wird durch diese Arbeit überprüft. Die Lochachse liegt mittig zwischen den Lochflanken. Der Achsenabstand zweier Löcher entspricht dadurch dem Mittelwert der jeweiligen Lochflankenabstände.

Abbildung 15 erläutert das Prinzip. Die Messungen erfassen jeweils die Maße von Innenrand zu Innenrand sowie von Außenrand zu Außenrand des jeweiligen Lochpaares oder des Loches und des Implantates. Das Prinzip der Lochachsenermittlung gilt für alle Schnittrichtungen, solange die Lochflanken oder Implantatflanken in der Schnittebene symmetrisch sind.



**Abbildung 15: Definition von Lochachsenabstand und Lochflankenabständen.**

### 3.4.1 Messwerterhebung

Die in Tabelle 9 dargestellten Parameter werden nach der Scanprozedur an der Scannerkonsole erhoben, errechnet und grafisch dargestellt.

**Tabelle 9: Schematische Auswertung der Messwerte.**

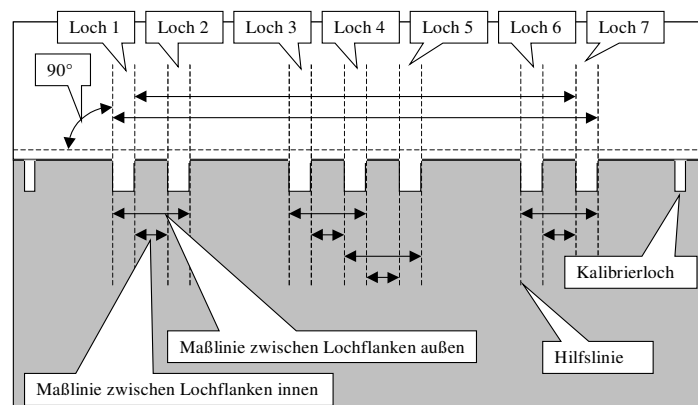
<b>Messwerte ablesen</b>	Lochflankenabstände ohne Implantat im Knochen
	Lochflankenabstände mit Implantat im Knochen
	Lochdurchmesser und Lochflankenabstände unter Fenstervariation
	Implantatdurchmesser im Querschnitt
	Implantatdurchmesser im Längsschnitt
	Implantatlängen im Längsschnitt
<b>Parameter errechnen</b>	Lochachsenabstände
	Abstände von Lochachsen zu Implantatachsen
<b>Grafisch darstellen</b>	Achsenabstände unter Variation definierter Parameter mit und ohne Implantat
	Implantatdarstellung unter Variation der Schnittebene und von WW und WL

Bei der Auswertung der Scans werden Vergrößern, Verkleinern und Hilfslinienzeichnen aus der Toolbar der Scannerkonsole eingesetzt. Die Verwendung dieser Werkzeuge wird mit Maßangaben und Winkelangaben durch Stichproben auf Bildabzügen dokumentiert, da die Messwertangaben nicht auf die Bildrohdaten im Speichermedium übernommen werden.

Hilfslinien werden durch Klicken und Ziehen nach Aktivierung der Funktion ins Bild eingebracht. Das Anklicken einer bereits eingebrachten Linie aktiviert diese. An den Enden der Linie finden sich Marker, mit denen sich das jeweilige Ende der Linie verschieben lässt. Länge und Winkel verändern sich dadurch. Wird die Linie außerhalb der Marker angeklickt und verschoben, behält die Linie sowohl Länge als auch Winkel bei. Das Grafikprogramm der Konsole bietet Messschritte von minimal 0,1mm Länge und 0,1° Winkelabweichung.

Vergrößern und Verkleinern bewirkt eine Veränderung der Darstellung der Voxel auf dem Bildschirm. Dies sollte ohne Einfluss auf die nominale Voxelgröße oder Ortsauflösung stattfinden. Vergrößerte Voxel sollen in ihrer ursprünglichen Qualität lediglich größer dargestellt werden. Dies erleichtert die Positionierung von Hilfslinien. Ein Wechsel des dargestellten Bildausschnitts durch Zoomen ermöglicht jedoch bei mangelhafter Abstimmung mit dem Grafikprogramm Positionsveränderungen der Maßlinien relativ zum Scanbild oder Variationen der Voxelqualität. Die korrekte Positionierung der Maßlinie zum Messpunkt wird deshalb vor dem Ablesen kontrolliert. Eine Möglichkeit der Kalibrierung besteht leider nicht.

Die Ermittlung der Lochflankenabstände im Längsschnitt und im Querschnitt erfolgt standardisiert nach Einbringen von Hilfslinien und Maßlinien entsprechend der Abbildung 16. Die Erfassung des Implantatdurchmessers im Querschnitt erfolgt ebenfalls nach Platzierung von Hilfslinien längs und quer sowie zusätzlich diagonal zur Lochreihe.



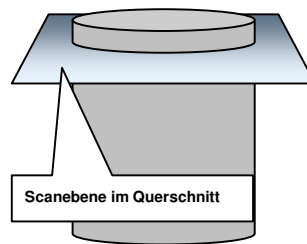
**Abbildung 16: Schema der Hilfslinien und Maßlinien im Längsschnitt.**

Zur Ermittlung der Lochabstände und Implantatdurchmesser werden jeweils drei Scans des Knochens pro Variation einer Einstellung erhoben und diese jeweils zweimal ausgewertet. Jede Einstellung wird so 6-mal dargestellt. In jeder Einstellung kommen also 24 Lochpaare mit 10mm Abstand und 6 Lochpaare mit 100mm Abstand zur Auswertung.

Die Standardeinstellung in Tabelle 7 wird durch 5 Blöcke zu jeweils 6 Auswertungen repräsentiert. In der Standardmessung werden so 120 Lochpaare zu 10mm und 30 Lochpaare zu 100mm dargestellt. Variationen von Fenstereinstellungen werden an einem Scan pro Einstellung jeweils zweimal ausgewertet.



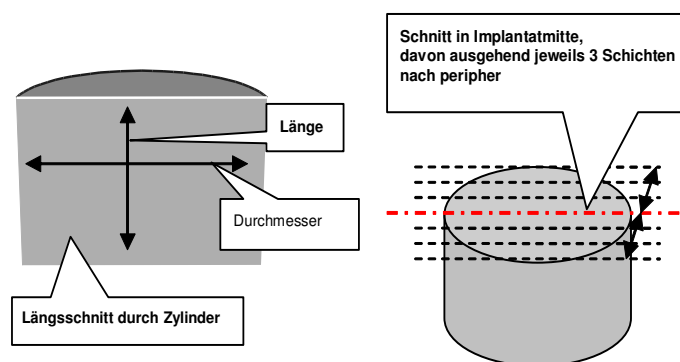
Die Darstellung von Querschnitten differenziert Fensterzentralwerte (WL) und Implantate. Die Abbildung 17 verdeutlicht die Schnittebene der Scans und Messungen.



**Abbildung 17: Schema der Scanebene bei Querschnitten.**

Da die Querschnitte zylindrische Implantate orthogonal schneiden, zeigt die Abbildung für jede Schicht eine durch die Voxel mehr oder weniger gerasterte runde Scheibe, deren Abmessungen längs, quer und diagonal gemittelt dokumentiert werden. Ein Messwert wird nur erhoben, wenn die Differenzierung zum Knochen einwandfrei gelingt.

Die Anzahl der Schnitte hängt von der Länge der Implantate ab. Die Schnitte werden mit *Schicht 1* bis *Schicht 11* bezeichnet. Längsschnitte erlauben analog zu Abbildung 18 die Bestimmung von Querdurchmesser und Länge. Ausgangsebene für die Variation der Schichtposition ist analog zu Abbildung 18 die Schicht in Implantatmitte durch die Lochachse. Deren Position wurde nach dem Standard in Tabelle 6 festgelegt. Insgesamt erfolgen 7 Schnitte durch die Implantate, die mit *Loc. -3* bis *Loc. 3* bezeichnet werden.



**Abbildung 18: Schematische Längsschnittdarstellung (links) und Schichtposition bei Längsschnitten (rechts).**

Der geometrische Durchmesser nimmt bei Längsschnitten durch einen Zylinder zur Peripherie hin ab. Die Messwerte fallen dort entsprechend niedriger aus. Durch den Partialvolumeneffekt

variieren die Messwerte in Abhängigkeit von WL stärker in peripheren als in zentralen Schnitten.

Tabelle 10 führt alle Schritte des Schemas zur Messwertablesung auf. Die Dokumentation aller relevanten Handgriffe, Messungen und Ergebnisse erfolgt schriftlich im Protokoll sowie auf Bildabzügen.

**Tabelle 10: Schema der Messwertablesung.**

<b>Längsschnitte</b>	<b>Schritt 1</b>	Auswahl des Scanbilds
	<b>Schritt 2</b>	Auswahl von WW, WL und Vergrößerung
	<b>Schritt 3</b>	Hilfslinien parallel zur Knochenoberkante
	<b>Schritt 4</b>	Hilfslinien auf Lochflanken orthogonal zum Knochen
	<b>Schritt 5</b>	Maßlinien zwischen Lochflanken parallel zum Knochen
	<b>Schritt 6</b>	Kontrolle auf Parallelität
	<b>Schritt 7</b>	Kontrolle auf Orthogonalität
	<b>Schritt 8</b>	Dokumentation der Maßlinienlängen
<b>Querschnitte</b>	<b>Schritt 1</b>	Auswahl des Scanbilds
	<b>Schritt 2</b>	Auswahl von WW, WL und Vergrößerung
	<b>Schritt 3</b>	Hilfslinien parallel zur Lochreihe
	<b>Schritt 4</b>	Achsenparallele Hilfslinien an Lochrändern und Implantaträndern
	<b>Schritt 5</b>	Maßlinien parallel zur Lochreihe zwischen Hilfslinien
	<b>Schritt 6</b>	Kontrolle auf Parallelität
	<b>Schritt 7</b>	Kontrolle auf Orthogonalität
	<b>Schritt 8</b>	Dokumentation der Maßlinienlängen
<b>Implantatquerschnitte</b>	<b>Schritt 1</b>	Auswahl des Scanbilds
	<b>Schritt 2</b>	Auswahl von WW, WL und Vergrößerung
	<b>Schritt 3</b>	Lochreihenparallele Hilfslinien an Implantaträndern
	<b>Schritt 4</b>	Lochreihenorthogonale Hilfslinien an Implantaträndern
	<b>Schritt 5</b>	Parallele Hilfslinien in 45°- Diagonale an Implantaträndern
	<b>Schritt 6</b>	Maßlinien parallel zur Lochreihe zwischen Hilfslinien
	<b>Schritt 7</b>	Maßlinien orthogonal zur Lochreihe zwischen Hilfslinien
	<b>Schritt 8</b>	Maßlinien diagonalgonal zur Lochreihe zwischen Hilfslinien
	<b>Schritt 9</b>	Kontrolle auf Parallelität, Orthogonalität, Winkelkontrolle
	<b>Schritt 10</b>	Dokumentation der Maßlinienlängen

### 3.4.2 Messwertauswertung

Der Vergleich der ermittelten Messwerte mit bekannten Lochabständen erlaubt die Beurteilung der Genauigkeit der Messwertablesung und der Qualität der Röntgendichtewerterhebung im Voxel sowie die Kontrolle der Voxelmaße.

Der Fehler einer ungenauen Voxelskalierung wird bei großen Distanzen relativ zum Fehler der Messwertablesung größer, da viele möglicherweise ungenaue Voxel zwischen den Messpunkten

liegen. Zur Untersuchung der Genauigkeit der Voxelskalierung wird deshalb das Lochpaar mit 100mm Achsenabstand vermessen.

Der Fehler einer ungenauen Messwertablesung wird jedoch bei kleinen Distanzen relativ zum Fehler der Voxelskalierung größer, da nur wenige Voxel zwischen den Messpunkten liegen. Die Messwertablesung wird deshalb an kurzen Lochachsenabständen von 10mm Länge überprüft.

Die Erhebung von Messwerten mit dem CT folgt dem Ablauf der Untersuchung von Patienten. Das Gerät steht am gleichen Ort in gleicher Infrastruktur unter gleichen Voraussetzungen, wie sie bei Untersuchungen an Patienten vorkommen. Es werden zur Erhebung der Daten außer den standardisierten Parametervariationen weder Manipulationen am Gerät noch am Objekt vorgenommen. Die Stichprobe ist unter diesen Voraussetzungen von den auszuwertenden Merkmalen unabhängig.

Um in der Vermessung der Implantate eindeutige Kantendarstellungen zu erhalten, werden die Maße bei WW=0 HU erhoben und zum Überblick grafisch dargestellt. Fehlerbalken zeigen in allen Diagrammen das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwerts von Messungen. Linien stehen für interpolierte Darstellungen des Mittelwerts. Die Linien werden durch die Spline- Funktion im Grafiktool des Auswertungsprogramms geglättet.

Die Implantate werden neben dem FoV=50mm auch im FoV=200mm betrachtet, um eine fein auflösende und parallel eine klinisch gebräuchlichere Darstellung zu untersuchen. Der Fensterzentralwert wird zur Darstellung von Knochen und Implantaten unter den Einstellungen WL = 800, 900, 1000, 1100, 1200, 1400, 1800, 2400 und 3000 HU untersucht. Schichtdicke ist 2mm, Schichtabstand ist in diesen Messungen 1mm bei 50% Überlappung.

Die protokollierten Messwerte werden in das Statistikprogramm *SPSS 11.5* übertragen. Aus den Messwerten werden Achsenabstände berechnet. Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgt in *SPSS* mit Beratung durch Frau Dr. rer. nat. Ingeborg Kuchler am Institut für Medizinische Biometrie der Charité- Universitätsmedizin Berlin.

Die Ergebnisse werden entsprechend der Aufnahmeparameter in eine Standardgruppe und Gruppen mit variierten Parametern aufgeteilt. Die Homogenität und Kompatibilität mit den methodisch vorgegebenen Messwertintervallen der Standardgruppe wird durch parametrische Mittelwertvergleiche mit dem *T-Test* sowie durch den nichtparametrischen *Einstichproben- Mediantest nach Wilcoxon* überprüft. Die Rundung bei gegebener Messtoleranz produziert Zwischenwertka-

tegorien, die dem Kolmogorov- Smirnov- Test zur Überprüfung der Normalverteilung entgegenstehen. Die Überprüfung der Standardgruppe auf Normalverteilung erfolgt deshalb durch einen *Q-Q- Plot* (Quantil- Quantil- Plot), der eine gegebene Verteilung grafisch mit einer als Gerade dargestellten Normalverteilung vergleicht. Vergleiche zwischen den Gruppen werden zur Übersicht durch *ANOVA* (Varianzanalyse) gezogen. Bei signifikanten Zwischensubjekteffekten innerhalb der Gruppen einer Varianzanalyse werden alle Gruppen der jeweiligen Varianzanalyse in *Paarvergleichen nach Bonferroni* miteinander verglichen, um die für die signifikanten Unterschiede verantwortlichen Faktoren benennen zu können. Die Relevanz signifikanter Unterschiede wird beleuchtet. Die Variabilität von Lochdurchmessern wird einer Regressions- und Korrelationsanalyse unterzogen. Die Implantatdarstellung wird durch eine deskriptive Statistik untersucht [1, 97, 102, 157, 176, 190].

## 4 Ergebnisse

Diese Arbeit beschreibt die Darstellung von in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie gebräuchlichen extraoralen kraniofazialen Implantaten durch den Tomoscan M von Philips. Vor der Erhebung von Objektabmessungen wird das CT als Messwerkzeug überprüft.

Die Ergebnisse gliedern sich deshalb thematisch in zwei Teile. Im ersten Teil wird gezeigt, dass das CT Positionen von Objekten auch im Rahmen von variierten Aufnahmeparametern genau wiedergibt. Im zweiten Teil werden Darstellungen kraniofazialer Implantate vermessen und auf verwertbare Aussagen hin untersucht.

Da das Messwerkzeug des Scanners in 0,1mm- Schritten skaliert ist, werden Mittelwertberechnungen auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet. Gewebegrenzen innerhalb eines Voxels können nicht differenziert werden.  $\pm 1$  Voxel wird dadurch zum Toleranzintervall innerhalb der Darstellung des Schnittbildes.

### 4.1 Übersicht über Lochabstände

Am Lochabstand 10mm wird an 2434 auswertbaren Messungen mit allen Implantaten, allen Scannereinstellungen und in Längs- und Querschnitten der Abstand 10,2mm in 16 Fällen, 10,3mm in 2 Fällen überschritten, wie die Tabelle 11 zeigt. Der Wert 9,9mm wird nicht unterschritten. Bei einem Lochabstand von 10mm liegen die im CT- Scan mit der beschriebenen Methode ermittelten Lochabstände in 99,3% zwischen 9,9mm und 10,2mm.

**Tabelle 11: Häufigkeitsverteilung aller Lochabstände mit Nominalabstand 10mm.**

Lochabstand an 10mm	Häufigkeit	%	Kumulierte Prozente
9,9mm	25	1,0	1,0
10,0mm	577	23,7	24,7
10,1mm	1369	56,2	81,0
10,2mm	447	18,4	99,3
10,3mm	14	0,6	99,9
10,5mm	1	0,0	100,0
10,6mm	1	0,0	100,0
Gesamt	2434	100,0	

Es zeigt sich eine deutliche Häufung der Werte um 10,1mm. Der nominale Wert von 10,0mm wird nur in  $\approx 24\%$  der Fälle gemessen. Werte unter 10,0mm kommen nur in 1% der Fälle vor.

Am Lochabstand 100mm liegen von 626 ausgewerteten Fällen 4 Fälle unter 99,9mm und 2 Fälle über 100,2mm, wie Tabelle 12 zusammenfasst. 87% der Fälle gruppieren sich um 100,0 und 100,1mm. Ein Ausreißer mit 99,1mm findet sich in der Standardmessung mit der Knochenschraube.

Bei einem Lochabstand von 100mm zeigt der CT- Scan in 99,1% der Fälle Distanzen zwischen 99,9mm und 100,2mm an. Wieder tritt eine leichte Verzerrung der Werte von 0,1mm über dem Nominalwert auf.

**Tabelle 12: Häufigkeitsverteilung aller Lochabstände mit Nominalabstand 100mm.**

Lochabstand an 100mm	Häufigkeit	%	Kumulierte Prozente
99,1mm	1	0,2	0,2
99,8mm	3	0,5	0,6
99,9mm	28	4,5	5,1
100,0mm	305	48,7	53,8
100,1mm	244	39,0	92,8
100,2mm	43	6,9	99,7
100,3mm	1	0,2	99,8
100,5mm	1	0,2	100,0
Gesamt	626	100,0	

## 4.2 Messgenauigkeit des Tomoscan M bei Distanzen am Knochen

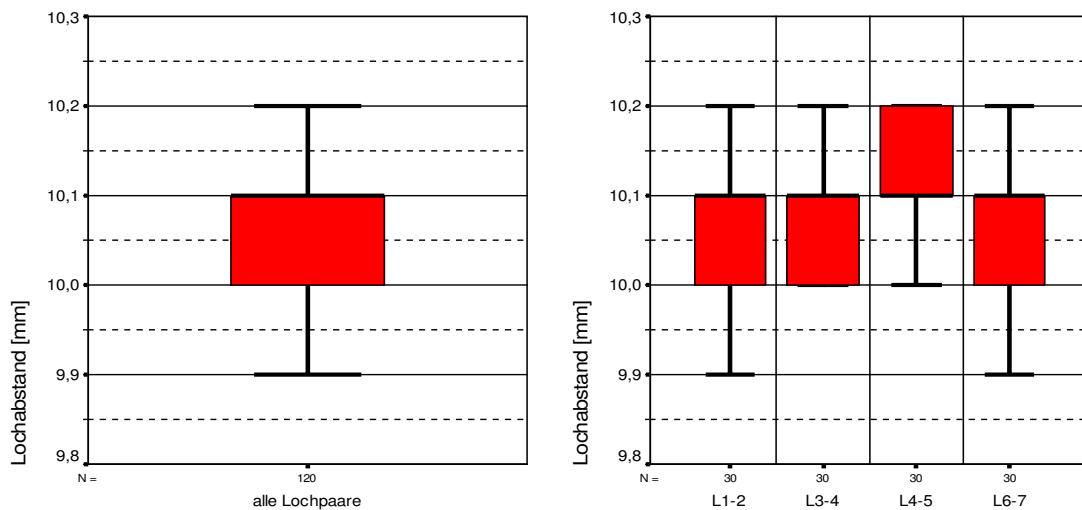
In diesem Abschnitt wird dargestellt, wie genau Standardmessungen an Lochflanken in CT- Bildern Lochabstände von 10mm und 100mm darstellen. Nach der Ermittlung von Lochabständen im CT werden diese mit den reellen Lochabständen am Knochen als Goldstandard verglichen. Der Rahmen, in dem sich Lochabstände in Standardmessungen ohne Implantat um den Istwert bewegen, wird dargestellt.

### 4.2.1 Standardmessung an 10mm

Die Standardmessung ohne Implantat bei Lochabstand 10mm enthält 30 Auswertungen im Längsschnitt. In jeder Auswertung sind 4 Lochpaare mit 10mm Lochabstand = 120 Einzelmessungen bei standardisierten Einstellungen entsprechend der Tabelle 7 eingeschlossen.

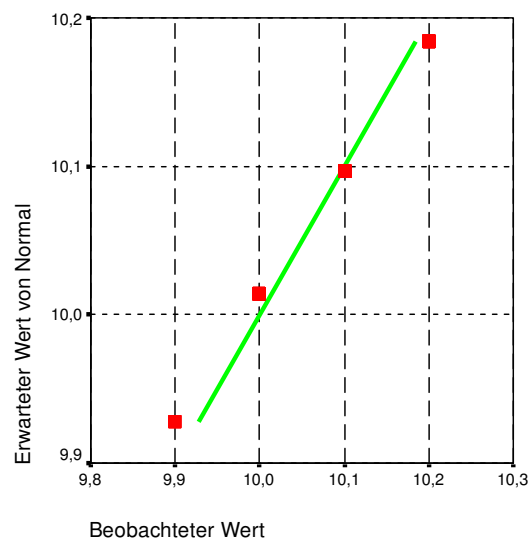
Die Spannweite aller Werte liegt bei 0,3mm mit Maximalwerten von 10,2mm und Minimalwerten 9,9mm bei einem Mittelwert von 10,092mm. Die Abbildung 19 zeigt die grafische Darstellung der Messergebnisse für 120 Messwerte zusammen sowie differenziert für die einzelnen

Lochpaare L1-2, L3-4, L4-5 und L6-7. Die Häufung der Messwerte um 10,1mm für alle untersuchten Lochabstände der Standardmessung wird deutlich.



**Abbildung 19: Boxplot der Standardmessung (links) und Differenzierung der Lochpaare der Standardmessung (rechts).**

Zur Überprüfung der Standardmessung auf Normalverteilung wird aus den 120 Messungen der in Abbildung 20 gezeigte Q-Q- Plot erstellt. Eine deutliche Abweichung von der Normalverteilung zeigt sich nicht. Die Abweichung der Standardmessung von der Normalverteilung bewegt sich im Intervall von  $\pm 0,03\text{mm}$ .



**Abbildung 20: Q-Q-Plot der Standardmessung an 10mm Lochachsenabstand**

Zur Überprüfung der Vergleichbarkeit einzelner Lochpaare innerhalb der Standardmessung wird aufgrund einer möglichen Abweichung von der Normalverteilung der für diese Abweichungen relativ robuste T-Test angewandt. Im T- Test schließen alle Lochpaare der Standardmessung den Wert 10,1mm mit  $p > 0,05$  ein, wie Tabelle 13 zeigt. Auch im Einstichproben- Mediantest nach Wilcoxon zeigt sich für den Median 10,1mm weder für alle 120 Messungen noch für die einzelnen Lochpaare eine signifikante Abweichung.

**Tabelle 13: T- Test der Standardmessung bei Testwert 10,1mm.**

Standardmessung Achsenabstand 10mm	Testwert = 10.1mm					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
Abstand L1-L2	-1,564	29	0,129	-0,023	-0,054	0,007
Abstand L3-L4	-1,072	29	0,293	-0,013	-0,039	0,012
Abstand L4-L5	1,882	29	0,070	0,023	-0,002	0,049
Abstand L6-L7	-1,533	29	0,136	-0,020	-0,047	0,007
Gesamt	-1,234	119	0,220	-0,008	-0,022	0,005

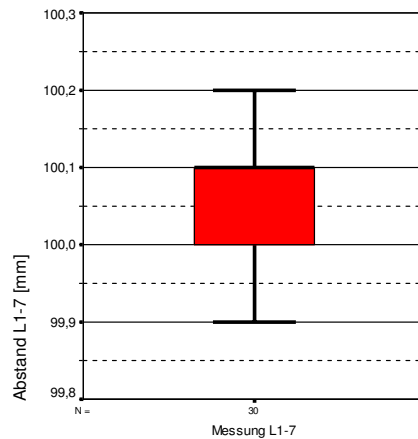
Der im T- Test geprüfte Mittelwert liegt um 0,05mm über der Distanz zwischen 2 Löchern im Goldstandard. Er liegt dennoch sicher in dem durch die Systemgenauigkeit vorgegebenen Intervall von  $\pm 0,4$ mm. Eine Messwertabweichung der Standardmessung über  $\pm 0,4$ mm hinaus kann nicht statistisch signifikant belegt werden. Maximalwerte und Minimalwerte liegen innerhalb des Intervalls von  $10,0 \pm 0,4$ mm.

#### 4.2.2 Standardmessung an 100mm

Die Standardmessung betrachtet 30 standardisierte Auswertungen eines Lochpaars mit 100mm Lochabstand im Längsschnitt entsprechend der Tabelle 7 ohne Implantate. Der Mittelwert von 100,06mm liegt um 0,01 mm über dem Goldstandard. Alle Lochabstände liegen jedoch im Intervall von  $\pm 0,4$ mm. Kleinster Wert ist 99,9mm, größter Wert 100,2mm. Abbildung 21 zeigt die grafische Darstellung der Messergebnisse.

Im T- Test in Tabelle 14 wird die nach dem Goldstandard mögliche Distanz von 100,05mm mit  $p = 0,48$  als Mittelwert der Messung akzeptiert. Eine fehlerhafte Ermittlung des Lochabstands in der Standardmessung an 100mm kann also nicht statistisch signifikant belegt werden und ist somit nicht anzunehmen.





**Abbildung 21: Boxplot der Standardmessung am Lochpaar L1-7.**

**Tabelle 14: T- Test der Standardmessung bei Testwert 100,05mm.**

Standardmessung Achsenabstand 100mm	Testwert = 100.05mm					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
Abstand L1-7	0,711	29	0,483	0,010	-0,019	0,039

### 4.3 Einfluss von Implantaten

Im vorhergehenden Abschnitt wurde dargestellt, dass sich Lochabstände bei der Standardmessung ohne Implantate um die reellen Lochabstände in kleinem Rahmen bewegen. Im Folgenden werden mögliche Einflüsse durch Implantate betrachtet.

#### 4.3.1 Achsenabstände vor und nach Implantation an 10mm

Implantationen könnten Lochachsen verschieben und so falsche Lochabstände hervorrufen. Implantate könnten auch durch asymmetrische Artefakte falsche Achsenabstände produzieren. In der Standardmessung nach Tabelle 7 wird untersucht, ob sich Achsenabstände in implantattragenden Lochpaaren durch die Implantation verändern.

Es werden 30 Auswertungen ohne und je 24 Auswertungen mit Knochenschraube, Abutment und Magnet betrachtet. Alle  $30+3 \times 24 = 102$  Messergebnisse an L3-4 und L4-5 liegen zwischen 10,0mm und 10,2mm bei einem Mittelwert von 10,071mm an L3-4 und 10,117mm an L4-5.

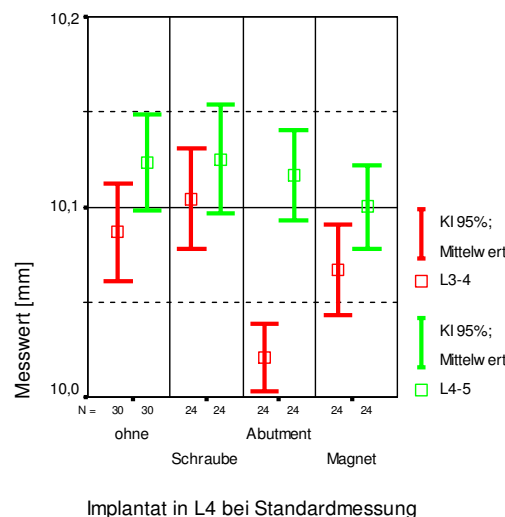
Tabelle 15 zeigt die Varianzanalyse der Standardmessungen mit und ohne Implantate für die Lochpaare L3-4 und L4-5. Zwischen den Implantaten an L3-4 finden sich mit  $p \leq 0,005$  hochsignifikante Unterschiede, während sich an L4-5 keine signifikanten Unterschiede zeigen.

**Tabelle 15: ANOVA der Standardmessung L3-4 und L4-5 mit und ohne Implantat.**

Varianzanalyse der Standardmessung ohne Impl. ↔ KS ↔ AB ↔ MG	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
L3-4	0,095	3	0,032	9,165	0,000
L4-5	0,010	3	0,003	0,849	0,470

Im Bonferroni- Paarvergleich an L3-4 zeigen sich darauf hochsignifikante Differenzen zwischen Abutment und Leeraufnahme sowie zwischen Abutment und Schraube mit  $p \leq 0,001$ , weiter signifikante Differenzen zwischen Abutment und Magnet mit  $p = 0,048$ .

Die Abbildung 22 zeigt den grafischen Vergleich der Lochabstände an L3-4 und L4-5 ohne Implantat mit den Achsenabständen nach Implantation von Knochenschraube, Abutment und Magnet in L4. Die abweichende Darstellung des Abutments wird klar. Die Spannweite der Messwerte zur Relevanzeinschätzung der Abweichungen muss beachtet werden.



**Abbildung 22: Abstand L3-4 und L4-5 unter Standardbedingungen ohne und mit Implantat in L4.**

#### 4.3.2 Achsenabstände vor und nach Implantation an 100mm

Der Einfluss der Implantation auf die Lochdistanz 100mm wird überprüft. Die deskriptive Statistik zeigt nach Bereinigung des Ausreißers in der Messung mit der Knochenschraube in 101 Messungen eine Spannweite von 0,3mm.

Alle Messwerte bis auf den Ausreißer mit 99,1mm liegen zwischen 99,9 und 100,2mm bei einem Mittelwert von 100,043mm. Die Varianzanalyse zeigt in Tabelle 16 signifikante Zwischensubjekteffekte.

**Tabelle 16: ANOVA der Standardmessung an L1-7 mit und ohne Implantat.**

Varianzanalyse der Standardmessung Ohne Impl.↔KS↔AB↔MG	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
L1-7	0,058	3	0,019	5,115	0,003

Im Bonferroni- Paarvergleich finden sich signifikante Unterschiede mit  $p=0,006$  zwischen Abutment und Knochenschraube sowie mit  $p=0,017$  zwischen Abutment und Leeraufnahme. Die Spannweite der Messwerte zur Relevanzeinschätzung der Abweichungen muss wiederum beachtet werden.

#### **4.4 Einfluss von Scanprotokollen**

Nach Betrachtung von Implantateinflüssen werden im Folgenden Einflüsse durch die Scanparameter Röhrenspannung (kV), Röhrenstrom (mA) und Anzahl der Gantryumdrehungen pro Scan ( $n_{\text{rot}}$ ) untersucht. Danach werden Einflüsse der Einstellungen des Bildverarbeitungsalgorithmus (Algor) und des Field of View (FoV) betrachtet.

##### **4.4.1 Scanparametervariation an 10mm und 100mm**

Die Messungen finden jeweils ohne und mit Implantaten in L4 statt. Die in Tabelle 7 dargestellte Standardmessung wird ohne und mit Implantaten entsprechend Tabelle 8 in acht Stufen variiert.  $120+3 \times 96=408$  Messungen in Standardeinstellungen und  $7 \times 96=672$  Messungen mit variierten Scanparametern an 10mm belegen eine Spannweite von 0,4mm mit Messwerten von 9,9 bis 10,3mm bei einem Mittelwert von 10,093mm.

Die Scanparameter der Standardmessung bei Lochabstand 100mm werden ebenfalls ohne und mit Implantaten entsprechend Tabelle 8 variiert. Die 102 Messungen der Standardeinstellung und die  $4 \times 6 \times 7=168$  Messungen mit variierten Scanparametern belegen nach Bereinigung des Ausreißers von 99,1mm in der Standardmessung mit der Knochenschraube eine Spannweite von 0,4mm mit Messwerten von 99,9 bis 100,3mm bei einem Mittelwert von 100,044mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 17 zeigt für 10mm mit  $p \leq 0,05$  signifikante Zwischensubjekteffekte bei Variation von Scanparametern ohne Implantat im Knochen. Mit Implantaten im Knochen lassen sich an 10mm Zwischensubjekteffekte nicht statistisch signifikant darstellen.

Im Bonferroni- Paarvergleich der Scanparameter ohne Implantate an 10mm lässt sich ein signifikanter Unterschied zwischen Scanparametern nicht belegen, obwohl die Varianzanalyse signifikante Differenzen zeigt.

An 100mm zeigen sich in Tabelle 17 keine signifikanten Zwischensubjekteffekte.

**Tabelle 17: ANOVA bei Implantaten und Scanparametern an 10mm und 100mm.**

Varianzanalyse: Scanpar↔ohne Impl.↔KS↔AB↔MG Lochabstand 10mm /100mm		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
10mm	Variation Scanpar ohne Impl	0,078	7	0,011	2,581	0,014
	Variation Scanpar mit KS	0,027	7	0,004	1,391	0,209
	Variation Scanpar mit AB	0,021	7	0,003	0,754	0,626
	Variation Scanpar mit MG	0,045	7	0,006	1,807	0,086
100mm	Variation Scanpar und Impl	0,106	21	0,005	0,678	0,853

#### 4.4.2 Variation des Algorithmus an 10mm und an 100mm

Von Standardmessungen entsprechend Tabelle 7 ausgehend wird der Bildverarbeitungsalgorithmus entsprechend Tabelle 8 in zwei weiteren Einstellungen bei Lochabständen von 10mm und 100mm ohne und mit Implantat im Implantatloch ausgewertet.

Die Messwerte der Standardmessung und in zwei Variationen des Algorithmus an 10mm reichen in insgesamt 600 Messungen ( $408+2 \times 96=600$ ) von 9,9 bis 10,3mm über eine Spannweite von 0,4mm mit einem Mittelwert von 10,094mm. Die 149 Messungen an 100mm ( $102+2 \times 24=150$ ) nach Bereinigung des Ausreißers mit 99,1mm in der Standardmessung mit der Knochenschraube reichen von 99,9 bis 100,2mm über eine Spannweite von 0,3mm mit einem Mittelwert von 100,048mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 18 belegt, dass die Variation des Bildverarbeitungsalgorithmus mit und ohne Implantate weder an L1-2, L3-4, L4-5 und L6-7 noch an L1-7 zu statistisch signifikanten Zwischensubjekteffekten führt.

**Tabelle 18: ANOVA bei Variation des Algorithmus mit Implantaten an 10mm und 100mm.**

Varianzanalyse: Algor↔ohne Impl.↔KS↔AB↔MG Lochabstand 10mm/100mm		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
10mm	Variation nur Algor	0,004	2	0,002	0,435	0,647
	Variation Impl und Algor	0,047	6	0,008	1,778	0,101
100mm	Variation nur Algor	0,044	2	0,022	2,216	0,113
	Variation Impl und Algor	0,058	6	0,010	0,979	0,442

#### 4.4.3 Variation des Field of View an 10mm und an 100mm

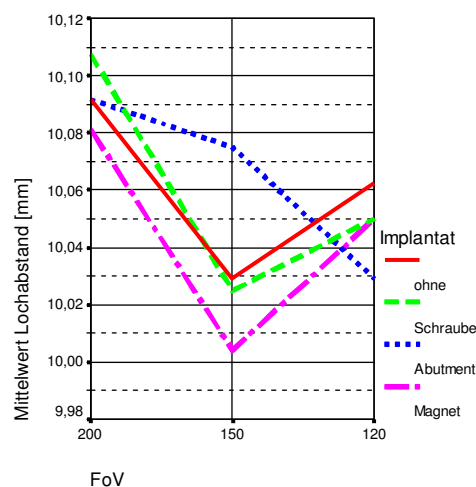
Die insgesamt  $408+2 \times 96=600$  Auswertungen an 10mm bei Variation des Field of View mit 200, 150 und 120mm Kantenlänge reichen von 9,9 bis 10,3mm über eine Spannweite von 0,4mm bei einem Mittelwert von 10,076mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 19 zeigt hochsignifikante Zwischensubjekteffekte sowohl bei Gruppenbildung nur durch FoV als auch bei Aufteilung von FoV durch die verschiedenen Implantate.

**Tabelle 19: ANOVA bei Variation des FoV mit Implantaten an 10mm.**

Varianzanalyse: FoV↔ohne Impl.↔KS↔AB↔MG Lochabstand 10mm	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Variation nur FoV	0,367	2	0,183	48,341	0,000
Variation Impl und FoV	0,078	6	0,013	3,406	0,003

Der Bonferroni- Paarvergleich zeigt zwischen FoV=150 und FoV=120 mit  $p=0,304$  keine statistisch signifikante Abweichung. Zwischen FoV= 200 und FoV=150 sowie zwischen FoV=200 und FoV=120 finden sich mit  $p \leq 0,005$  hochsignifikante Differenzen. In der grafischen Auswertung in Abbildung 23 wird deutlich, dass die Variation des FoV zu korrelierenden Änderungen der Mittelwerte bei Messungen ohne Implantat sowie mit der Schraube und dem Magneten führt. Das Abutment führt zu weniger stark korrelierenden Maßveränderungen bei Variation des FoV. Die geringe Spannweite der Mittelwertdifferenzen muss zur Relevanzeinschätzung der Abweichungen jedoch beachtet werden.



**Abbildung 23: Mittelwerte der Lochabstände unter Variation des FoV und der Implantate bei Lochabstand 10mm.**

Die Variation des Field of View bei Lochabstand 100mm wird ohne und mit Implantat in 102 Fällen an FoV 200 und in jeweils 24 Messungen an FoV 150 und FoV 120 ausgewertet. Ein Ausreißer sorgt für eine Spannweite von 1,1mm. Nach Ausreißerbereinigung reichen 149 Messwerte von 99,9 bis 100,2mm über eine Spannweite von 0,3mm bei einem Mittelwert von 100,035mm.

Zwischensubjekteffekte zwischen Field of View und Implantaten konnten in der Varianzanalyse in Tabelle 20 nicht statistisch signifikant belegt werden.

**Tabelle 20: Varianzanalyse bei Variation des FoV mit Implantaten an 100mm.**

Varianzanalyse: Scanpar ↔ Impl Lochabstand 100mm	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Variation nur FoV	0,031	2	0,015	1,580	0,210
Variation Implantate und FoV	0,045	6	0,008	0,774	0,592

## 4.5 Einfluss der Objektposition in der Gantry

Das Objekt kann über die Variation von Scanparametern hinaus in der Gantry exzentrisch positioniert oder gegen die Horizontale gekippt sein. Die Messungen werden im Folgenden auf Einflüsse durch exzentrische Objektpositionierung und Winkelabweichungen gegen die Horizontale untersucht.

### 4.5.1 Exzentrische Objektpositionierung

Die Standardmessung wird bei exzentrischer Objektposition entsprechend Tabelle 8 ohne und mit Implantaten in L4 durchgeführt. Die Messung erfolgt an 10mm und an 100mm.

Die Messwerte der Standardmessung und in der Objektposition „oben“, „unten“, „rechts“ und „links“ an 10mm reichen in insgesamt 792 Messungen ( $408+4 \times 96=792$ ) von 9,9 bis 10,3mm über eine Spannweite von 0,4mm mit einem Mittelwert von 10,100mm. Die 198 Messungen ( $102+4 \times 24=198$ ) nach Bereinigung des Ausreißers in der Standardmessung mit der Knochenschraube von 99,1mm an 100mm reichen von 99,8 bis 100,2mm über eine Spannweite von 0,4mm mit einem Mittelwert von 100,047mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 21 zeigt an 10mm hochsignifikante Zwischensubjekteffekte sowohl bei Gruppenbildung nur durch die Objektposition als auch bei differenzierender Betrachtung der Objektposition mit den verschiedenen Implantaten. An 100mm finden sich signifikante

Differenzen sowohl zwischen den Gruppen nur der Objektposition als auch zwischen den Gruppen bei Kombination der Implantate mit der Objektposition.

**Tabelle 21: ANOVA bei Variation der Position mit Implantaten an 10mm und 100mm.**

<b>Varianzanalyse: Pos↔ohne Impl.↔KS↔AB↔MG Lochabstand 10mm/100mm</b>	<b>Quadratsumme vom Typ III</b>	<b>df</b>	<b>Mittel der Quadrate</b>	<b>F</b>	<b>Signifikanz</b>
Variation nur Pos 10mm	0,091	4	0,023	4,426	0,002
Variation Impl und Pos 10mm	0,143	12	0,012	2,305	0,007
Variation nur Pos 100mm	0,057	4	0,014	3,047	0,018
Variation Impl und Pos 100mm	0,108	12	0,009	1,916	0,035

Im Bonferroni- Paarvergleich zeigen sich am Lochabstand 10mm signifikante Zwischensubjekt- effekte zwischen den Positionen „rechts“ und „zentral“ mit  $p=0,001$  sowie zwischen „rechts“ und „oben“ mit  $p=0,091$  sowie zwischen „rechts“ und „links“ mit  $p=0,050$ .

An 100mm zeigt der Bonferroni- Paarvergleich für den Implantatvergleich eine signifikante Differenz mit  $p=0,009$  zwischen der Leeraufnahme und dem Abutment. Für den Vergleich der Positionen ergibt sich trotz signifikanter Zwischensubjektdifferenzen keine signifikante Differenz im Bonferroni- Paarvergleich zwischen einzelnen Gruppen. Die niedrigste Wahrscheinlichkeit für Gruppengleichheit erreicht der Vergleich zwischen der Position „oben“ und „rechts“ mit einem  $p=0,068$ .

#### **4.5.2 Kippung des Objekts an 10mm und 100mm**

Die Standardmessung wird bei gekipptem Objekt in Variationen entsprechend Tabelle 8 durchgeführt. Die Messung erfolgt aus logistischen Gründen ohne Implantate. Die 216 Messwerte ( $120+4 \times 24$ ) in den 5 Kategorien  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  und  $90^\circ$  an 10mm reichen von 9,9 bis 10,2mm über eine Spannweite von 0,3mm mit einem Mittelwert von 10,092mm. Die 54 Messwerte ( $30+4 \times 6$ ) an 100mm reichen von 99,9 bis 100,2mm über eine Spannweite von ebenfalls 0,3mm mit einem Mittelwert von 100,081mm. Die Varianzanalyse in Tabelle 22 zeigt signifikante Differenzen durch Objektkippung sowohl bei der Distanz 10mm als auch bei 100mm.

**Tabelle 22: Oneway- ANOVA bei Objektkippung an 10mm und 100mm.**

<b>Varianzanalyse: Winkel Lochabstand 10mm/100mm</b>	<b>Quadratsumme</b>	<b>df</b>	<b>Mittel der Quadrate</b>	<b>F</b>	<b>Signifikanz</b>
Alle Winkel 10mm	0,048	4	0,012	2,662	0,034
Alle Winkel 100mm	0,063	4	0,016	2,761	0,038

Für die Distanz 10mm zeigen sich im Bonferroni- Paarvergleich signifikante Differenzen zwischen den Winkeln 30° und 90° mit  $p=0,014$ , während die weiteren Winkel keine signifikanten Differenzen zeigen. Bei der Distanz 100mm zeigt der Bonferroni- Paarvergleich signifikante Differenzen mit  $p=0,027$  zwischen 0° und 60° an. Die Spannweite der Messwerte muss jedoch zur Relevanzeinschätzung der Abweichungen wiederum beachtet werden.

#### 4.5.3 Einfluss der Schnittebenenorientierung

Im Folgenden wird untersucht, ob die Orientierung der Schnittebene zum Loch Einfluss auf die Genauigkeit der Messwerterhebung nimmt. Hierzu werden die Standardmessungen im Längsschnitt entsprechend Tabelle 7 mit 12 Querschnittdarstellungen in Standardeinstellung entsprechend Tabelle 7 verglichen.

Da in Querschnittbildern das Abutment und der Magnet über dem Niveau des Knochens liegt, können nur für die Leeraufnahme und die Knochenschraube Achsenabstände ermittelt werden. Von insgesamt 168 Werten ( $30 \times 4 + 12 \times 4$ ) an 10mm und von 42 Werten ( $30 + 12$ ) an 100mm fehlen in den Querschnittbildern jeweils zwei Werte, da dort schlechte Kantendarstellungen eine korrekte Maßermittlung nicht erlauben.

Die 166 Messwerte in den zwei Kategorien Längsschnitt und Querschnitt an 10mm reichen von 9,9 bis 10,2mm über eine Spannweite von 0,3mm mit einem Mittelwert von 10,097mm. Die 40 Messwerte in den zwei Kategorien an 100mm reichen von 99,9 bis 100,2mm über eine Spannweite von ebenfalls 0,3mm mit einem Mittelwert von 100,055mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 23 zeigt weder für 10mm noch für 100mm statistisch signifikante Differenzen zwischen den Gruppen.

**Tabelle 23: Oneway- ANOVA bei Schnittebenenvariation an 10mm und 100mm.**

Varianzanalyse: Schnittebene längs ↔ quer Lochabstand 10mm/100mm	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Längs - quer 10mm	0,012	1	0,012	2,295	0,132
Längs - quer 100mm	0,003	1	0,003	0,528	0,472

#### 4.6 Einfluss von Fenstereinstellungen

Eine Einflussnahme der Variation der Dichteskalierung auf die Darstellung von Achsenabständen wird überprüft. Danach werden Lochdurchmesser unter Fenstervariation direkt vermessen.



Durch Variation der Fenstereinstellung kommt es zu starken Effekten auf die Darstellung. Durch die wechselnde Kontrastierung sind einige Einstellungen gar nicht, andere nur eingeschränkt auswertbar. Bei schmalen Fenster wird so die Differenzierung zwischen Knochen und Implantat oft unmöglich, weshalb die Anzahl fehlender Werte in diesem Abschnitt deutlich höher als in den bisherigen Abschnitten liegt.

Die Einstellung WW=2400 HU zeigt durch unscharfe Kanten in keiner Kategorie sicher auswertbare Lochdarstellungen, weshalb sie nicht in die Auswertung einbezogen wird.

#### 4.6.1 Lochachsenabstände unter Fenstervariation

Zur Kontrolle der Lochachsenabstände unter Fenstervariation werden Messungen längs zur Lochachse, ohne und mit Implantaten bei Lochachsenabständen von 10mm und 100mm betrachtet. Dabei sind 172 von 512 Messungen an 10mm und 34 von 128 Messungen an 100mm durch undeutliche Kantendarstellung nicht auswertbar. Die Einstellungen WW=0, 300, 1000 und 2400 sowie WL=-400, 0, 360 und 1000 werden in die Betrachtung einbezogen.

Nach Bereinigung von zwei Ausreißern mit 13,5 und 10,6mm zeigen sich in 338 ausgewerteten Messungen an 10mm Messwerte von 9,9mm bis 10,3mm über eine Spannweite von 0,4mm mit einem Mittelwert von 10,098mm.

An 100mm finden sich in 94 ausgewerteten Messungen minimal 99,9mm und maximal 100,2mm über 0,3mm mit einem Mittelwert von 100,018mm.

Die Varianzanalyse in Tabelle 24 zeigt, dass die beobachteten Variationen von WW und WL an erfassten Lochabständen nicht zu signifikant nachweisbaren Zwischensubjekteffekten führen. Die Kantendarstellungen werden jedoch mit größerem WW unschärfer, so dass in WW= 2400 keine Messung möglich ist.

Eine aussagekräftige Messwertablesung ist an 10mm nur bei 66,4% und an 100mm nur bei 73,4% der Abbildungen möglich.

**Tabelle 24: ANOVA bei Variation von WW, WL und Implantaten an 10mm und 100mm längs.**

Varianzanalyse: WW ↔ WL ↔ Impl Lochabstand 10mm/100mm	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
WW ↔ WL ↔ IMPL 10mm	0,442	17	0,026	0,627	0,870
WW ↔ WL ↔ IMPL 100mm	0,095	17	0,006	1,094	0,387

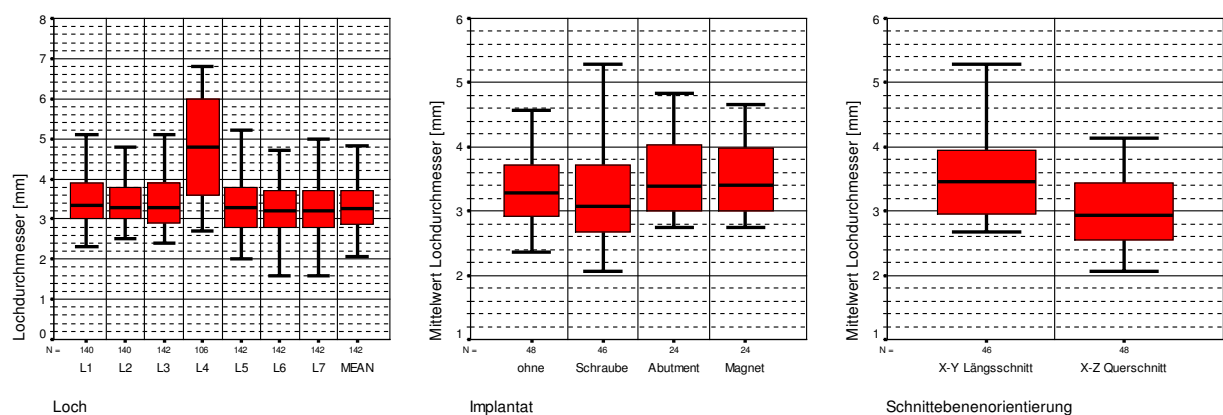
#### 4.6.2 Lochdurchmesser bei Fenstervariation

Bisher konnte gezeigt werden, dass durch Parametervariationen keine über den Wert  $\pm 0,4\text{mm}$  hinausgehende Variation von Lochabständen entsteht. Im Folgenden werden Lochdurchmesser unter Fenstervariation im Längs- und Querschnitt dargestellt. Lochdurchmesser sind unter variierten Fenstereinstellungen sehr variabel. In der deskriptiven Statistik in Tabelle 25 werden die Verteilungen der Messwerte an den einzelnen Löchern dargestellt.

**Tabelle 25: Deskriptive Statistik von Lochdurchmessern längs und quer.**

Lochdurchmesser längs und quer [mm]		L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	Mittelwert L1-L7
Längsschnitt	N Gültig	94	94	94	78	94	94	94	94
	N Fehlend	34	34	34	50	34	34	34	34
	Standardabweichung	0,6582	0,6376	0,7403	1,0417	0,7416	0,6031	0,6367	0,65196
	Spannweite	2,7	2,7	3,2	3,6	3,2	2,7	2,5	2,62
	Minimum	2,4	2,5	2,6	3,2	2,5	2,7	2,6	2,67
	Maximum	5,1	5,2	5,8	6,8	5,7	5,4	5,1	5,28
Querschnitt	N Gültig	46	46	48	28	48	48	48	48
	N Fehlend	18	18	16	36	16	16	16	16
	Standardabweichung	0,6362	0,5572	0,5375	0,7244	0,5497	0,6688	0,8182	0,60072
	Spannweite	2,7	2,2	1,8	2,7	1,9	2,1	3,0	2,07
	Minimum	2,3	2,6	2,4	2,7	2,0	1,6	0,7	2,07
	Maximum	5,0	4,8	4,2	5,4	3,9	3,7	3,7	4,13

Abbildung 24 fasst Längs- und Querschnitte in einer Boxplotgrafik zusammen.



**Abbildung 24: Boxplots Lochdurchmesser L1-L7 (links), Differenzierung aller Mittelwerte nach Implantaten (Mitte) und Differenzierung aller Mittelwerte nach Schnittebenenorientierung (rechts).**

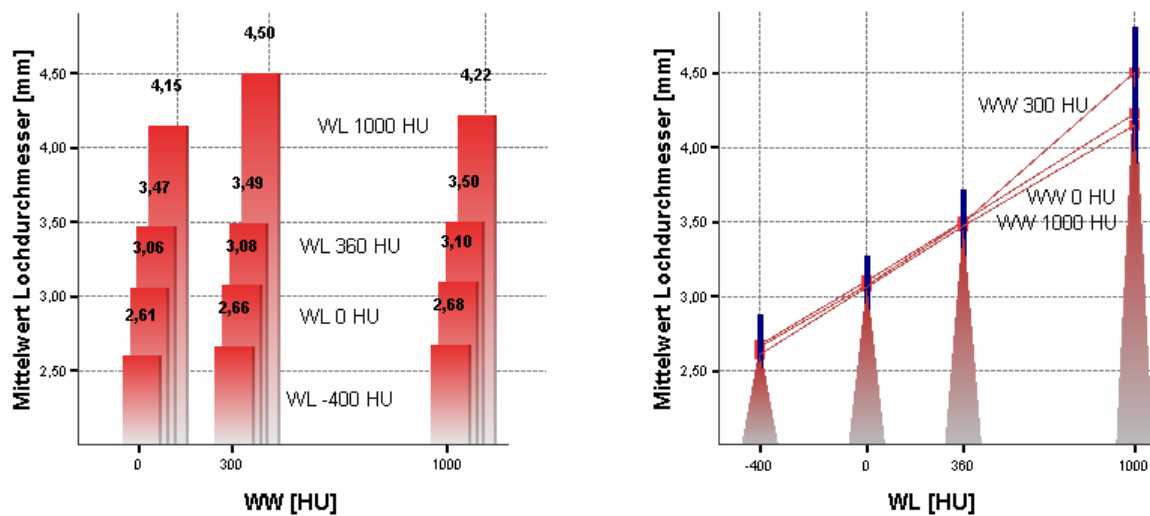
Der Einfluss der Fensterbreite bleibt bei WW außer in einer Einstellung gering, während der Fensterzentralwert WL bei maßstäblicher Skalierung einen linearen Zuwachs des Lochdurchmessers in den beobachteten Intervallen hervorruft.

Die Mittelwerte der Lochdurchmesser schwanken innerhalb der ausgewerteten Kategorien von WW unter allen Einstellungen von WL in einer Spannweite zwischen 0,03mm und 0,07mm, außer unter WL=1000 HU und WW=300 HU. Dort zeigt sich eine Abweichung des Mittelwerts der Lochdurchmesser nach oben um 0,35mm.

Die Messwerte an nicht implantattragenden Löchern mit Nominalmaß 3,15mm erstrecken sich nach Tabelle 25 unter Variation von WL zwischen 0,7mm bis 5,8mm, unter Einbeziehung des implantattragenden Loches L4 durch das Gewinde in der Lochflanke sogar bis 6,8mm. Die große Variabilität der Darstellung der Lochdurchmesser wird deutlich. Darüber hinaus kommt es auch zu großen Standardabweichungen der Mittelwerte.

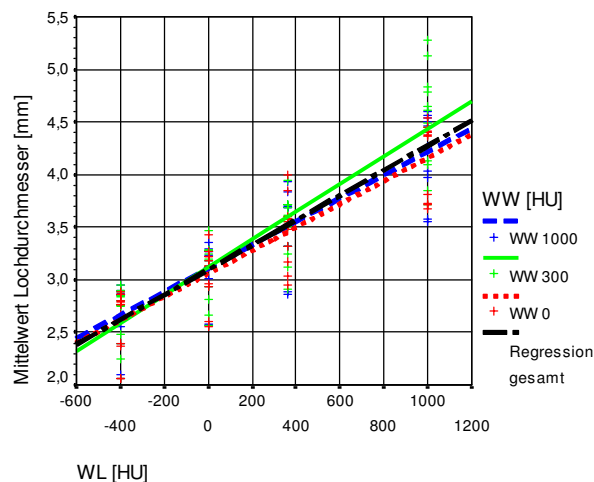
Das Gewinde am Implantatloch versieht die Lochflanken mit keilförmigen Einschnitten, die den Dichtegradienten der Kante in Abhängigkeit vom Fenster breiter verteilt, als dies bei glatten Lochflanken der Fall ist. Das Gewinde hat dabei einen maximalen Durchmesser von 3,75mm bei einem Durchmesser des Kernlochs entsprechend dem Bohrerndurchmesser von 3,15mm. Die Differenz des Durchmessers von 0,6mm wird nicht dimensionsgetreu wiedergegeben. Am Implantatloch L4 werden bei großen Spannweiten im Durchschnitt um 1,4mm größere Durchmesser als der nominale Bohrlochdurchmesser gefunden. Der Durchmesser zeigt in Abhängigkeit vom Fenster sogar Maximalwerte bis 6,8mm.

Die Abbildung 25 zeigt eine lineare Abhängigkeit der Lochdurchmesser in Längs- und Querschnitt vom Zentralwert WL sowie die relativ geringfügige Änderung der Lochdurchmesser unter Variation von WW bei maßstabgerechter Darstellung von WW und WL gegen die Lochdurchmesser.



**Abbildung 25: Maßstäbliche Projektion von WL über WW (links) und von WW über WL (rechts).**

In Abbildung 26 wird die lineare Regression der Lochdurchmesser mit den verschiedenen Kategorien von WL grafisch differenziert. Die einzelnen Kategorien von WW werden farbig gezeigt. Die Gesamtregression der Lochdurchmesser mit WL wird schwarz dargestellt.



**Abbildung 26: Lineare Regression des Lochdurchmessers auf WL.**

Der Regressionskoeffizient für die lineare Regression von WL und WW auf den Lochdurchmesser wird in Tabelle 26 zusammengefasst.

Die Regressionsgerade des Fensterzentralwerts WL hat die Formel *Mittelwert des Lochdurchmessers*  $LD=3,06+ 0,001 \cdot WL$  mit hoher Signifikanz für die Regression. Für die Variation der Fensterbreite WW ergibt sich keine Signifikanz für eine Regression.

**Tabelle 26: Linearer Regressionskoeffizient von WW und WL für Lochdurchmesser.**

Abhängig: Mean Lochdurchmesser	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Signifikanz
	B	Standardfehler	Beta		
(Konstante)	3,060	0,041		74,968	0,000
WW	2,625E-05	0,000	0,035	0,886	0,377
WL	0,001	0,000	0,881	22,010	0,000

Die Messwerte von Lochdurchmessern schwanken in linearer Abhängigkeit zum Zentralwert der Skalierung der Röntgendichtewerte der Schnittbilddarstellung. Die Korrelation zwischen der Variation von WL und dem Lochdurchmesser mit einem Korrelationskoeffizienten  $r$  nach Pearson von 0,881 belegt Tabelle 27. Daraus ergibt sich ein Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für die Korrelation des Lochdurchmessers mit WL von  $\approx 0,776$ .

Gleichzeitig wird die nur geringe Korrelation des Lochdurchmessers mit WW von  $r=0,035$  gezeigt. Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  liegt hier bei  $\approx 0,001$ .

**Tabelle 27: Korrelationskoeffizient von WW und WL für Lochdurchmesser.**

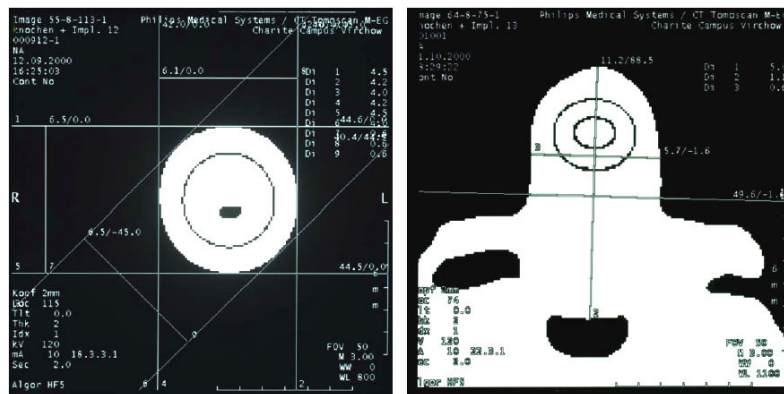
Abhängige Variable: Mean Lochdurchmesser		WW	WL
mean Lochdurchmesser	Korrelation $r$ nach Pearson	0,035	0,881
	Signifikanz (2-seitig)	0,675	0,000
	N	142	142

## 4.7 Implantatdarstellung

In den vorigen Kapiteln wurde belegt, dass der Tomoscan M Positionen von Löchern und Implantaten am Knochen für die weitere Fragestellung genau genug ermittelt. Abweichungen von Achsenabständen auf kurzen und auf längeren Distanzen gehen auch unter Variation von Parametern und mit Implantaten im Knochen nicht über das im Abschnitt 4.2 beschriebene Intervall hinaus.

Im Folgenden werden die in Abbildung 27 beispielhaft gezeigten Darstellungen der Implantate gezielt auf Veränderungen durch Variation der Dichteskalierung untersucht.

Alle Implantate werden vergrößert dargestellt, solange die Schichten nicht durch Randständigkeit größere Partialvolumeneffekte haben. Dabei zeigt der Magnet vor dem Abutment und vor der Knochenschraube den deutlichsten vergrößernden Effekt. Die Vergrößerung nimmt mit ansteigendem WL in allen Schnittrichtungen ab.



**Abbildung 27: Erfassung des Querschnitts (links) sowie des Durchmessers und der Länge im Längsschnitt (rechts) des Magneten bei WW=0 HU und WL=800 bzw. 1100 HU.**

Die einzelnen Schnitte einer WL- Einstellung werden nicht maßstabsgetreu zueinander oder entsprechend den nominalen Abmessungen in Abbildung 9 dargestellt. Einzelne Schichten treffen bei hohen WL teilweise das nominale Implantatmaß, manche randständigen Schichten werden jedoch auch mit kleineren Durchmessern als das Implantat dargestellt.

#### 4.7.1 Implantatquerschnitte

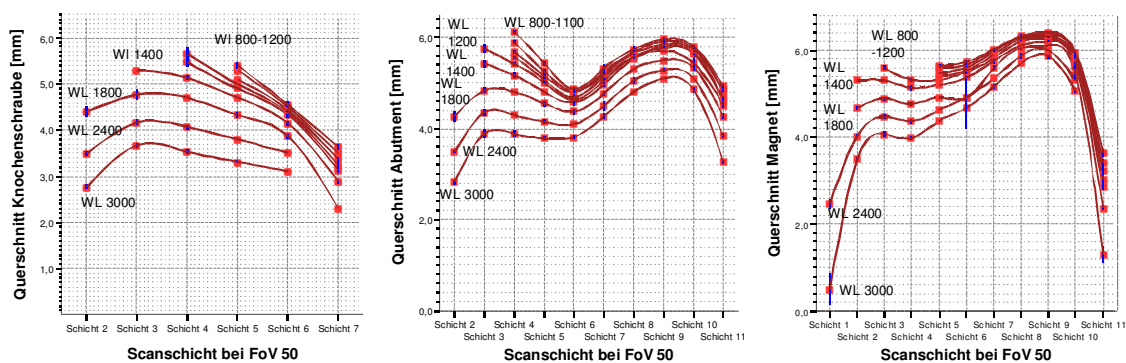
Hier wird untersucht, wie sich Querschnitte der beschriebenen kraniofazialen Implantate in verschiedenen Schnittebenen unter verschiedenen Fenstereinstellungen darstellen.

Tabelle 28 bietet einen Überblick über Spannweiten und Extremwerte der Implantatquerschnitte. Die Angabe von Durchschnittswerten würde der Variabilität der Dimensionen in Abhängigkeit von WL nicht gerecht werden, weshalb diese Angabe nicht gemacht wird.

In Abbildung 28 zeigt jede Linie die unterschiedlichen Querschnitte der Implantate, die innerhalb einer Einstellung von WL über mehrere Schichten hinweg dargestellt werden. Die nicht den reellen Abmessungen der Implantate entsprechenden Querschnittsprofile aller Implantate in allen Einstellungen werden deutlich. Der Schraubenquerschnitt wird im Bereich des Gewindes teilweise 28% zu klein, meist jedoch bis zu 44% zu groß gezeigt. Beim Querschnitt der Abutmenthülse finden sich Vergrößerungen zwischen 6,7% und 33,3%. Die Querschnitte im Bereich des gekapselten Magneten zeigen eine Vergrößerung der Darstellungen zwischen 18,75% und 37,5%.

**Tabelle 28: Spannweiten, Minima und Maxima der Implantatquerschnitte unter Einschluss aller Variationen von WL sowie FoV 50 und FoV 200.**

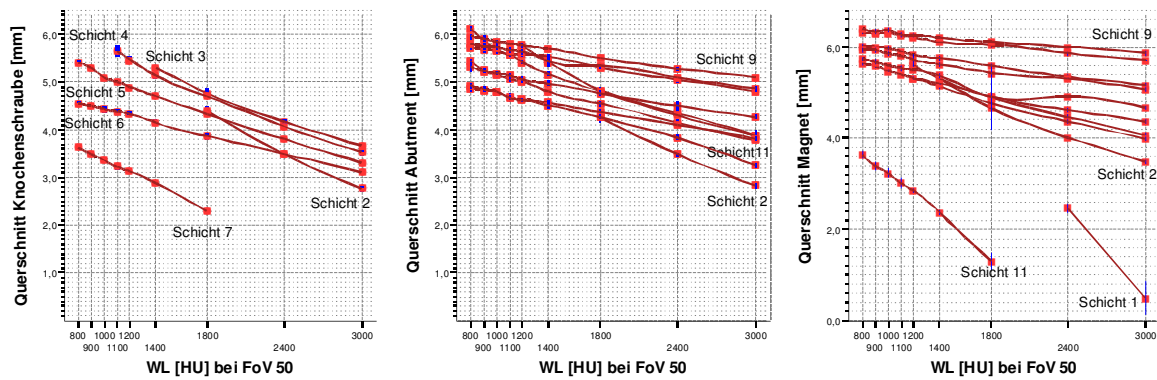
Implantatquerschnitte		Schicht										
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<b>Knochenschraube</b> Ø Gewinde 3,75mm Ø Hals 3,15mm Ø Flansch 5,5mm	N auswertbar	16	36	40	60	108	96	42	-	-	-	-
	Spannweite [mm]	2,3	2,7	1,7	2,3	2,2	2,1	1,4	-	-	-	-
	Minimum [mm]	2,4	2,7	3,6	3,5	3,3	2,5	2,3	-	-	-	-
	Maximum [mm]	4,7	5,4	5,3	5,8	5,5	4,6	3,7	-	-	-	-
<b>Abutment</b> Ø Hülse 4,5mm Ø Kröpfung 4mm Kröpfungswinkel 15° Schraubenüberstand 0,55mm Ø Mutter 2,73mm	N auswertbar	0	36	52	106	108	108	108	108	108	108	108
	Spannweite [mm]	-	2,4	2,0	2,6	1,9	1,2	1,3	1,0	0,9	1,1	1,8
	Minimum [mm]	-	2,1	3,8	3,8	3,7	3,8	4,2	4,8	5,1	4,8	3,2
	Maximum [mm]	-	4,5	5,8	6,4	5,6	5,0	5,5	5,8	6,0	5,9	5,0
<b>Magnet</b> Ø 4,8mm Ø Kröpfung 4mm Kröpfungswinkel ≈15°	N auswertbar	20	40	62	66	108	108	108	108	108	108	84
	Spannweite [mm]	3,0	2,0	1,9	1,8	1,6	2,3	1,1	0,8	0,8	1,1	3,3
	Minimum [mm]	0,3	3,4	3,9	3,9	4,3	3,5	5,1	5,7	5,8	5,0	0,4
	Maximum [mm]	3,3	5,4	5,8	5,7	5,9	5,8	6,2	6,5	6,6	6,1	3,7



**Abbildung 28: Querschnitte der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten über mehrere Schichten innerhalb jeweils einer Einstellung von WL (FOV 50, WW=0).**

Der Messwertverlauf zeigt sich bei maßstabgerechter Skalierung von WL in Abbildung 29 in allen Schichten bei allen Implantaten annähernd linear. In allen Darstellungen zeigt sich jedoch in den randständigen Schichten eine größere Abhängigkeit des Querschnitts von WL als in den Schichten, die vollständig im Implantat schneiden. Daraus resultieren unterschiedliche Anstiege der Messwertverlaufskurven im jeweiligen Diagramm in Abbildung 29.

Die Querschnittänderung unter Variation von WL ist beim Magnet weniger stark als vergleichbare Schichten beim Abutment oder bei der Knochenschraube, was in der Grafik durch die Skalierung leicht überhöht zur Darstellung kommt.



**Abbildung 29: Querschnittverlauf der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten in der jeweiligen Schicht bei Variation von WL (FOV 50, WW=0).**

Die Knochenschraube wird je nach WL in 3 bis 6 Scanschichten differenzierbar dargestellt. Sie liegt mit dem Gewinde bis zum Flansch eingebettet im umgebenden Knochen. Unterschiedliche Dichtewerte des umgebenden Knochens führen in allen Schnittrichtungen bei niedrigen Schwellenwerten zu inhomogener Kantendarstellung. Die Differenzierbarkeit der Knochenschraube vom Knochen bei WW=0 HU ist deshalb nicht exakt auf einen Schwellenwert festlegbar. Bei Schwellenwerten unter 1400 HU fallen Knochen und Schraube in die gleiche Kategorie, was die Abgrenzung zur Knochenumgebung verhindert. Ab WL=1800 HU kommt der Knochen nicht mehr zur Darstellung. Die Knochenschraube lässt sich dann komplett differenzieren. Die Kombination der Knochenschraube mit den anderen Implantaten ändert die Darstellung des Knochens um die Knochenschraube nicht. Die Darstellung des Flansches der Knochenschraube in Schicht 4 und 5 entfällt ab WL=1400 HU.

Das Abutment wird in Querschnitten abhängig von WL in 7 bis 10 Scanschichten differenziert dargestellt. Es zeigt sich im Bereich der Abutmenthülse in allen untersuchten WL größer als die nominalen 4,5mm oberhalb der Kröpfung. Der Schaft der Knochenschraube ist jedoch bei WL=800-1400 HU nicht vom Knochen differenzierbar.

Die Verzerrung der Kurven gegeneinander in Abbildung 28 belegt, dass die Darstellung des kaudalen Anteils der Schrauben- Abutment- Kombination stärker von einer WL- Variation abhängt als der kraniale Anteil.

Der Magnet zeigt sich in allen WL. Der Gewindeschäft der Knochenschraube ist wiederum bei WL=800-1400 HU nicht vom Knochen differenzierbar. Die Kombination von Knochenschraube und Magnet kommt je nach WL in 7 bis 10 Scanschichten zur Darstellung.

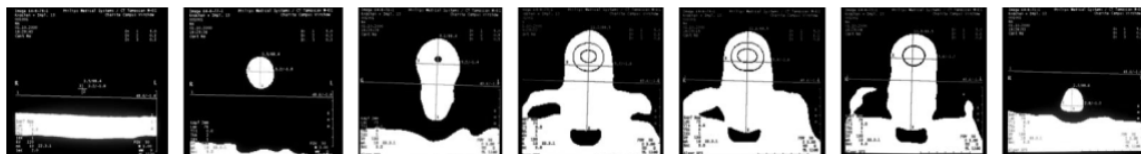


Der reelle Querschnitt von 4,8mm oberhalb der Kröpfung wird vergrößert. Eine maßstabsgerechte Vergrößerung des Implantats kommt nicht zustande. Kraniale Querschnitte im Bereich des gekapselten Magnetkerns zeigen die größten Durchmesser bis 6,6mm bei gleichzeitig kleinster Spannweite der Messwerte von 0,8mm. Die Verzerrung der Kurven gegeneinander in Abbildung 28 zeigen, dass die Abmessung der Knochenschraube stärker von einer WL- Variation abhängt als die des Magneten.

Der Magnet zeigt in den Schichten, die den Kern aus  $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$  schneiden, kreisförmige Strukturen entsprechend Abbildung 27. Ob es sich dabei um Lufteinschlüsse um den Kern handelt, ist ohne Zerstörung des Implantats nicht nachweisbar. Da in anderen Schichten jedoch auch Auslöschungsartefakte sichtbar werden, ist es wahrscheinlicher, dass es sich bei den Strukturen um Artefakte an der Grenzschicht zwischen Kern und Hülle handelt.

#### 4.7.2 Implantatdurchmesser im Längsschnitt

Ein Implantat im Längsschnitt kann längs als Länge und quer als Durchmesser vermessen werden. Die Abbildung 30 zeigt den Ablauf der Längsschnitt- Scanschichten von *Loc. -3* bis *Loc. 3* durch den Magneten.



**Abbildung 30: Längsschnitte *Loc. -3* bis *Loc. 3* durch den Magneten, FoV 50, WW=0 HU, WL=1100 HU.**

Die Tabelle 29 fasst die Spannweite sowie die Minima und Maxima der Implantatdurchmesser zusammen.

Die Durchmesser der Implantate in Längsschnitten in Abbildung 32 zeigen einen annähernd linearen Kurvenverlauf bei Variation von WL ähnlich wie Querschnitte des vorigen Abschnitts. Die lineare Durchmesseränderung geht jedoch weit über das Maß der theoretisch an der Kantendarstellung beteiligten Voxel hinaus.

Zentrale Schnitte zeigen wiederum eine Vergrößerung des Schraubengewindes zwischen 1,3% und 70,7%, wobei in dieser Schnittrichtung die Differenzierung des Flansches schwer fällt. Das

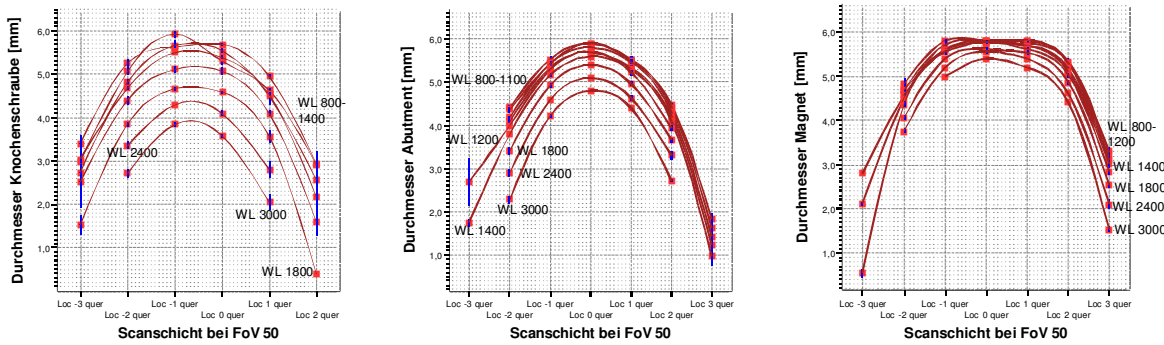
Abutment wird zentral teils bis 4,4% zu klein, meist jedoch bis 33,3% zu groß dargestellt. Der Magnet wird zentral zwischen 4,2% und 25% vergrößert gezeigt.

**Tabelle 29: Spannweiten, Minima und Maxima der Implantatdurchmesser im Längsschnitt bei FoV50 + FoV200.**

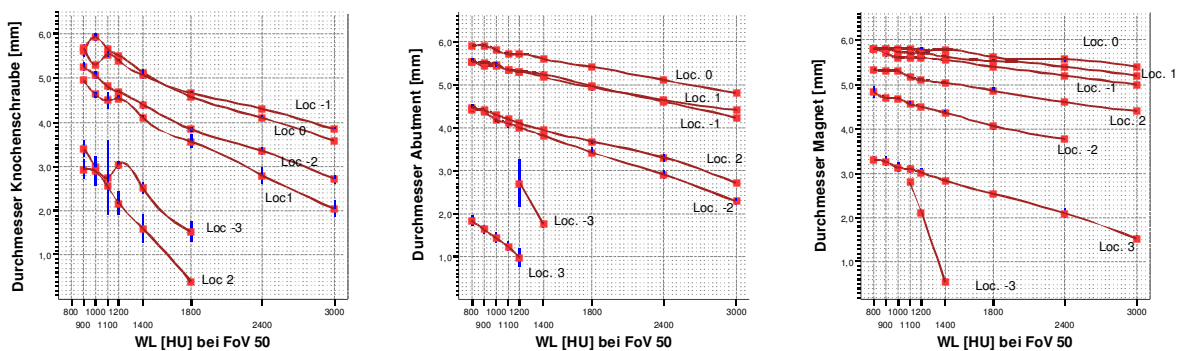
Durchmesser im Längsschnitt			Loc -3 quer	Loc -2 quer	Loc -1 quer	Loc 0 quer	Loc 1 quer	Loc 2 quer	Loc 3 quer
Knochen- schraube	N		66	94	94	100	90	54	4
	[mm]	Spannweite	2,5	3,3	2,6	2,9	3,5	2,8	0,4
		Minimum	1,1	2,3	3,8	3,5	1,5	0,4	0,4
		Maximum	3,6	5,6	6,4	6,4	5,0	3,2	0,8
Abutment	N		52	108	108	108	108	102	30
	[mm]	Spannweite	1,9	2,9	1,7	1,7	2,1	4,1	1,2
		Minimum	1,1	2,2	4,2	4,3	3,5	0,4	0,7
		Maximum	3,0	5,1	5,9	6,0	5,6	4,5	1,9
Magnet	N		66	102	108	108	108	108	54
	[mm]	Spannweite	3,1	1,9	1,0	1,0	1,1	2,7	1,9
		Minimum	0,5	3,7	5,0	5,0	4,7	2,7	1,5
		Maximum	3,6	5,6	6,0	6,0	5,8	5,4	3,4

In der Peripherie des Implantats schneidet ein Längsschnitt einen geometrisch schmaleren Anschnitt analog zu Abbildung 32. Daraus resultieren die glockenförmigen Kurven des Querschnittsverlaufs über mehrere Schichten in Abbildung 31. Gleichzeitig sind in peripheren Längsschnitten die Zonen mit Partialvolumeneffekt breiter, wie Abbildung 40 erläutert. Durch den stärkeren Partialvolumeneffekt in der Peripherie ist dort die Darstellung stärker von WL abhängig als zentral. Der Durchmesser fällt dadurch bei höheren WL schneller ab als zentral, wie die steileren Kurven der peripheren Schichten in Abbildung 32 zeigen. Dieser Effekt zeigt sich in Durchmessern von Längsschnitten deutlicher als in randständigen Querschnitten.

Stärkere Partialvolumeneffekte in der Peripherie der Implantate führen auch zu größeren Messwertschwankungen bei Fenstervariationen. Daraus resultieren peripher die größeren blau dargestellten Konfidenzintervalle der Mittelwerte in Abbildung 31 und Abbildung 32.



**Abbildung 31: Durchmesser der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten im Längsschnitt über mehrere Schichten bei konstantem WL (FoV 50, WW=0).**



**Abbildung 32: Durchmesser der Implantate im Längsschnitt. über mehrere WL bei konstanten Schichten. (FoV 50, WW=0).**

Die Knochenschraube zeigt in den mit *Loc. -3*, *Loc. -1*, *Loc. 0* und *Loc. 1* bezeichneten Schichten einen unruhigen Kurvenverlauf.

### 4.7.3 Implantatlängen

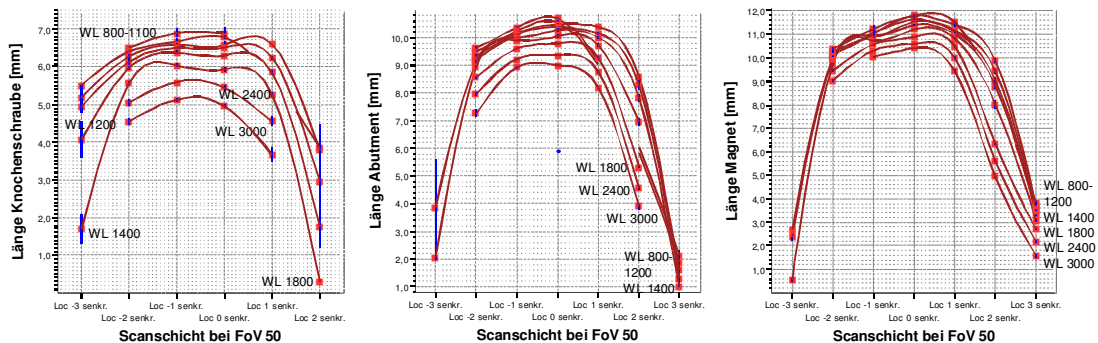
Spannweiten und Extremata der Implantatlänge werden in Tabelle 30 in allen Schichten im Überblick zusammengestellt. Wiederum entfällt die Angabe von Durchschnittswerten, um der Variabilität der Abmessungen unter WL gerecht zu werden.

Bei Längsschnitten eines Zylinders nimmt die geometrische Länge des Anschnitts im Verlauf der Schichten im Gegensatz zu Durchmessern nicht ab. In Abbildung 33 zeigt sich dennoch eine Längenabnahme zur Peripherie hin, die jedoch weniger kontinuierlich ausgeprägt ist als in der Durchmesserdarstellung in Abbildung 31. In Abbildung 33 resultiert daraus eine viel weniger stark ausgeprägte Glockenform der Kurven. Bei WL 1000 bis 1800 zeigt sich bei der Knochenschraube sogar eine leichte zentrale Delle, die möglicherweise der Öffnung des Blindlochs der Knochenschraube entspricht.

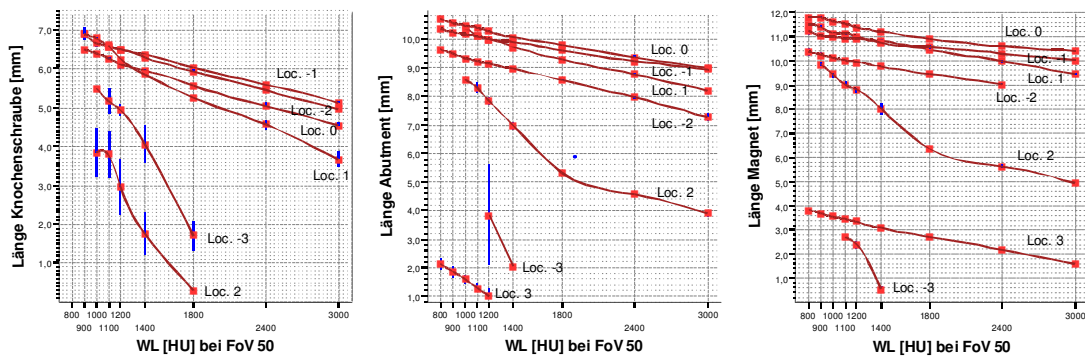
**Tabelle 30: Spannweiten, Minima und Maxima der Implantatlänge bei FoV50 + FoV200.**

Implantatlänge		Loc -3 senkr.	Loc -2 senkr.	Loc -1 senkr.	Loc 0 senkr.	Loc 1 senkr.	Loc 2 senkr.	Loc 3 senkr.
<b>Knochenschraube</b> Länge 5,35mm	N auswertbar	40	86	94	94	66	36	4
	Spannweite [mm]	4,4	2,4	2,2	2,3	3,1	3,9	0,0
	Minimum [mm]	1,2	4,3	5,1	4,9	3,5	0,3	0,4
	Maximum [mm]	5,6	6,7	7,3	7,2	6,6	4,2	0,4
<b>Abutment</b> Länge montiert 9,25mm	N auswertbar	32	104	104	100	76	70	30
	Spannweite [mm]	6,7	3,2	1,8	2,0	2,8	8,2	1,6
	Minimum [mm]	2,0	7,1	8,9	8,7	7,6	0,4	0,7
	Maximum [mm]	8,7	10,3	10,7	10,7	10,4	8,6	2,3
<b>Magnet</b> Länge montiert 9,05mm	N auswertbar	46	100	102	104	104	90	54
	Spannweite [mm]	9,0	2,4	2,0	1,7	4,5	7,5	2,4
	Minimum [mm]	0,5	9,0	10,0	10,2	7,1	3,1	1,5
	Maximum [mm]	9,5	11,4	12,0	11,9	11,6	10,6	3,9

Wieder zeigt sich in den einzelnen Schichten eine annähernd lineare Abhängigkeit der Längendarstellung von WL, deren Ausmaß über die theoretisch an der Kantendarstellung beteiligten Voxel hinausgeht. Periphere Schichten zeigen außerdem starke Partialvolumeneffekte, die die Länge der Schnittbilddarstellung stärker von WL abhängig machen. Die Kurvenverläufe des Magneten und des Abutments zeigen in *Loc. 2* möglicherweise artefaktbedingt eine Abweichung vom linearen Anstieg.



**Abbildung 33: Länge der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten im Längsschnitt.**  
Linien zeigen Maßverlauf über mehrere Scanschnitten auf WL. (FOV 50, WW=0).



**Abbildung 34: Länge der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten im Längsschnitt. Linien zeigen jeweils eine Scanschicht in Relation zu WL. (FOV 50, WW=0).**

Im zentralen Längsschnitt erscheint die Schraube in extremen Darstellungen mit einer Verkürzung um 8,4% nur 4,9mm lang, während sie meist mit bis zu 7,3mm vergrößert um bis zu 36,4% gezeigt wird. Die Abweichungen des montierten Abutments vom Nominalmaß 9,25mm zeigen zentral eine Spannweite von 2mm. Das Nominalmaß wird in einigen WL in Implantatmitte mit Messwerten bis minimal 8,7mm um 8,4% unterschritten, in den meisten WL jedoch bis zu 15,7% zu groß dargestellt.

Die Darstellung des Magneten im Längsschnitt zeigt nicht die nominale Abmessung des Implantats von 9,05mm. Das Nominalmaß wird zentral mit Messwerten von 10,0mm bis 12,0mm um mindestens 10,5% und maximal 32,6% immer überschritten. Der Magnet zeigt im Längsschnitt einen deutlichen Verzug in Richtung *Loc. 3*. Offensichtlich liegt eine alterierte Darstellung des Implantats vor. Der Messwertabfall verläuft hier asymmetrisch auf beiden Seiten der zentralen Schicht. Möglicherweise wird die Darstellung durch eine leichte Verkippung des Implantats gegen die Scanebene hervorgerufen. Auch eine inhomogene Gantrytranslation und eine leicht exzentrische Lagerung können solche Effekte verursachen.

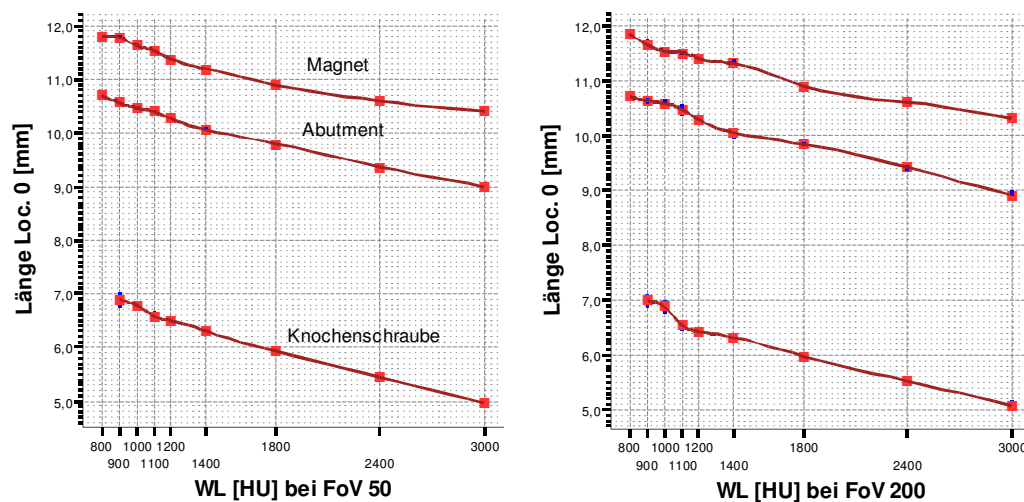
Im Längsschnitt zeigt der Magnet zwei kreisförmige Strukturen im kranialen Anteil wie in Abbildung 27, die wahrscheinlich artefaktbedingt sind.

#### 4.7.4 Implantatdarstellung unter FoV 50 und FoV 200

Im FoV 200 führt die grobe Kantendarstellung zu weniger deutlicher Linearität mit größeren Abweichungen der Kurvenverläufe von der Geraden. Die Querschnittsmaße, Durchmesser im Längsschnitt und Längen im Längsschnitt verhalten sich dennoch analog zur Darstellung bei FoV 50.

Die Kanten stellen sich im FoV 200 gröber dar, da sich die Kantenlänge der Pixel gegenüber FoV 50 vervierfacht. Dadurch kommt es zu weniger fein abgestuften Kantendarstellungen.

Die Homogenität der Dichteerfassung der Voxel im Kantenbereich zeigt sich in den Ergebnissen dieser Arbeit dennoch für FoV 200 und FoV 50 ausreichend, um eine geringe Abweichung vom linearen Messwertverlauf zu ermöglichen. Die Homogenität der Dichteerfassung ist dabei weitgehend unabhängig von Implantaten und von der Größe der Bildmatrix, wie die grafische Darstellung in Abbildung 35 für das FoV50 und das FoV200 bei der Längendarstellung aller drei Implantate belegt.



**Abbildung 35: Variation von WL zum Vergleich der Implantatlängen im FoV 50 und FoV 200 bei achsenparalleler zentraler Schicht.**

#### 4.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Mögliche Fehler der Voxelskalierung bei der Datenaquisition oder der Messwertablesung haben in diesen Messungen keinen relevanten Effekt auf die Position von Objekten im CT- Bild. Geringe Differenzen zwischen den Messergebnissen und den Goldstandards innerhalb der genannten Toleranzgrenzen an Lochachsenabständen von 10mm und 100mm belegen dies.

Die untersuchten Implantate, Scannereinstellungen und Fenstereinstellungen haben keinen relevanten Einfluss auf die Achsenabstände, selbst wenn bei sehr kleinen Spannweiten der Messwerte innerhalb der Gruppen teilweise statistisch signifikante Differenzen zwischen verschiedenen Gruppen gefunden werden.

Beim Tomoscan M gelingt somit eine zur genauen Objektpositionierung ausreichend homogene Erfassung der Dichtewerte der an der Kantendarstellung beteiligten Voxel. Die Homogenität der Dichtewerte zeigt sich dabei wenig abhängig von Implantaten, von Scannereinstellungen und von der Größe der Bildmatrix.

Fenstereinstellungen modifizieren jedoch die Signalskalierung, was die Abmessungen - im Gegensatz zur Position - von Implantaten und Löchern im CT stark verändert. Die Dimensionsänderung von Implantat- bzw. Lochabmessungen bei Variation des Fensterzentralwerts WL zeigt sich annähernd linear. Daraus ergibt sich, dass unterschiedlich röntgendichte Gewebe zur maßtreuen Darstellung von Objekten unterschiedliche Signalskalierungen benötigen. Die parallele maßtreue Darstellung verschieden röntgendichter Objekte innerhalb einer Signalskalierung ist in diesen Untersuchungen nicht möglich. Die Dimensionen von röntgendichten Implantaten werden in diesen Messungen meist vergrößert und kommen nur in extremen Fenstereinstellungen reellen Maßen oder Untermaßen nahe, wobei in diesen Einstellungen eine Differenzierung von Knochengewebe nicht mehr möglich ist.

Aus den in Längsschnitten ermittelten Abmessungen eines Implantats lässt sich durch die Geometrie der zylinderförmigen Implantate eine sehr grobe Aussage über die Position der Implantat-achse zur z- Achse der Scanschicht ableiten. Weitergehende Aussagen sind jedoch nur durch Betrachtung mehrerer Schichten möglich, wobei die Schichtposition selbst sicher bekannt sein muss, da nur eine Bestimmung in Relation zur Scanschicht stattfindet. Die stärkere Streuung der Messwerte führt hier zu Fehlern.

## **5 Diskussion**

Angeregt durch Anwendungen des Tomoscan M bei navigierten Operationen in der Epithetik der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie am Virchow- Klinikum in Berlin wird der Toleranzbereich der Ortstreue der Darstellung von Löchern und Implantaten im Knochen mit einer neu entwickelten Methode bestimmt. Darauf aufbauend wird die Darstellung von gebräuchlichen Implantaten im Querschnitt und im Längsschnitt betrachtet.

Im Folgenden werden die Aussagen des Stands der Forschung kritisch betrachtet. Die neu entwickelte Methode wird kritisch hinterfragt. Die Darstellung der Implantate wird auf übertragbare Aussagen hin untersucht.

### **5.1 Einschätzung des Stands der Forschung**

In der aktuellen Forschung zur Genauigkeit des CT nimmt die Datenaquisition zur Diagnostik den breitesten Rahmen ein. Das CT soll meist Fragestellungen mit qualitativem Charakter beantworten oder relative Positionen von Instrumenten zu einer bestimmten Körperstruktur wie bei CT- gestützten Punktionen zeigen. Auch bei Anwendungen wie 3D- Rekonstruktionen ist der diagnostische Blickwinkel weit dominierend. Für die allermeisten Fragestellungen ist es unerheblich, ob Dimensionsfehler im Millimeterbereich nachweisbar sind, sofern eine pathologische Veränderung zur Darstellung kommt. Bei Verwendung von CT- Daten zur Navigation bei operativen Eingriffen stellt sich jedoch das Problem, dass CT- Datensatz und Objekt oft nicht in gewünschtem Maß übereinstimmen.

#### **5.1.1 Klinische Anwendung von CT- Daten zur Navigation**

Zum Einsatz der Navigation bei Operationen wird die Kombination vieler Methoden innerhalb eines Gesamtsystems notwendig. Daten zur Planung werden z.B. mit dem CT erhoben. An einer Workstation erfolgt darauf aufbauend mit einer Anwendersoftware eine Planung, die möglicherweise von einem Roboter ausgeführt werden soll, nachdem der Patient auf dem OP- Tisch mit Hilfe eines Lokalisierungssystems lokalisiert wurde. Die aktuellen Lokalisationsdaten des Patienten müssen mit dem bestehenden Datensatz zur Deckung gebracht werden, bevor die Planung umgesetzt werden kann. Datenaquisition, Planung, Lokalisierung, Registrierung und Ausführung haben jedoch jeweils eigene Fehlerquellen, die durch Fehler an Schnittstellen multipliziert werden können. Bei Operationen an räumlich sensiblen Strukturen wie in der Mund-, Kie-



fer- und Gesichtschirurgie können die Abweichungen dadurch schnell zu groß werden [95, 115, 116].

In der Endoprothetik steigern Robotersysteme wie *ROBODOC*<sup>®</sup> oder *Orthodoc*<sup>®</sup> die Genauigkeit der Implantation an Hüfte und Knie. Die Datenbasis aus dem CT- Scan wird jedoch nicht näher spezifiziert, was angesichts publizierter Toleranzen der Fräsung des Implantatsitzes durch den Roboter von 0,04 mm interessant wäre [15, 61]. Sicher kann ein Roboter als Einzelkomponente diese Toleranzgrenzen einhalten, aber nicht im Rahmen eines Gesamtsystems auf Basis von Bilddaten aus dem CT, wie die Daten dieser Arbeit belegen.

Ein Großteil der klinischen Navigation erfolgt ohne Evaluation der CT- Daten [6, 154]. Bei intraoperativer Navigation im Rahmen von Korrekturosteotomien und Pedikelschraubeninsertionen zeigen MRT und CT im klinischen Einsatz „genaue“ Vergrößerungen, Distanz- und Winkelmessungen. Die Spezifizierung der Genauigkeit unterbleibt jedoch meist. Oft wird ein klinisches Kriterium wie Patientenzufriedenheit, Primärstabilität, intraoperative Frakturhäufigkeit und ähnliches zur Evaluation der Systeme herangezogen [93, 105, 183]. Dieses Vorgehen erlaubt keine Quantifizierung eines Fehlers im Bilddatensatz.

Für Anwendungen wie der Erstellung von alloplastischem Knochenersatz am Schädel nach CAD- Vorlagen kommen eigene Qualitätssicherungsmaßnahmen zum Einsatz [98, 122]. Die Arbeit nach CT- Daten verringert dennoch die Genauigkeit der meisten Navigationssysteme, da sich Fehler der einzelnen Komponenten eines Systems summieren. Bewegungsartefakte führen darüber hinaus zu unberechenbaren Abweichungen, die der Arbeit mit den Systemen ein nicht zu unterschätzendes Risiko hinzufügen können [121].

Diese Arbeit zeigt, dass symmetrische Objekte mit dem Tomoscan M ortstreu dargestellt werden, und beziffert die Genauigkeit der Lokalisation am Knochen.

Für die genaue Darstellung von Implantatschäften im Bereich des Femur wird ein für die Messung definierter Schwellenwert empfohlen [196]. Dieser muss jedoch jeweils empirisch bestimmt werden, was klinisch wenig praktikabel erscheint. Eine klinische Fragestellung lässt sich darüber hinaus bei maßhaltiger Darstellung von Metall nicht mehr beantworten, da diese Darstellung in Bereichen der Skalierung stattfindet, die alle anderen Körpergewebe ausblendet.

Die Skalierung durch Falschfarben ist in der Klinik eine praktikable Methode zur breiteren Skalendarstellung und Vergrößerung des Informationsgehalts [79]. Sie imitiert jedoch für die Di-

mensionsdarstellung die Einstellung eines schmalen Fensters, nur dass an Stelle der Grenzvoxel Voxel einer bestimmten Farbe treten. Die Variabilität von Dimensionsdarstellungen im CT wird dadurch nicht minimiert.

Die Anwendung möglichst breiter Fenster zur Minimierung der Variabilität der Darstellung wird vorgeschlagen [83]. Dies verwischt jedoch den fein graduierten Informationsgehalt eines CT-Datensatzes und schließt bei einer Fensterbreite von 4000 HU in 256 Graustufen ein Dichtewertintervall von 15,625 HU innerhalb einer Graustufe zusammen. Die einzelnen Graustufen der Skalierung behalten auch in dieser Methode den Charakter eines Schwellenwerts und schaffen durch die Zusammenfassung von Dichtestufen eine gröbere Darstellung.

Algorithmen zur Korrektur von Artefakten werden angewandt und weiter entwickelt. Eine genaue Quantifizierung des Effekts von Artefakten oder Algorithmen auf Abmessungen findet jedoch selten statt [30, 139, 180]. Im Mikrofokus-CT ist zwar eine bessere Annäherung an die Grenzschicht zu Implantaten möglich, aber auch hier sind Artefakte vorhanden. Die Methode ist darüber hinaus keine Standardtechnik in der Klinik [174].

In der Arbeit mit dem Tomoscan M ist eine Beurteilung der Grenzschicht zu Implantaten durch Artefakte unmöglich. Klinisch praktikable Referenzstandards und Systemkalibrierungen für die Anwendung der Daten als Navigationsbasis wären wünschenswert. Bisher hat sich hierfür jedoch keine Methode standardmäßig durchgesetzt.

### **5.1.2 Mehrzeilen- CT und Spiral- CT**

Für CT-Scans im Schichtmodus beschreiben viele Autoren Ungenauigkeiten der Z-Achse, weshalb für den Tomoscan M eine Erfassung der Lokalisation des Scanners im Raum entwickelt wurde. Standardmäßig wird jedoch lediglich die Kontrolle der z-Achse im Rahmen der Konstanzprüfung mit den entsprechend großen Toleranzbereichen durchgeführt [145].

Im Spiral-CT entstehen schnell Datensätze eines Volumens. Bewegungsartefakte werden so vermindert [112]. Die Genauigkeit der Z-Achse ist jedoch weiterhin von der Justierung der Vorschübe abhängig, auch wenn die Achsenauflösung in modernen Mehrzeilenscannern annähernd der Voxelgröße in x-y-Richtung entspricht [28, 52, 53, 95, 106, 107, 109]. Eine Kontrolle der Vorschübe wird jedoch klinisch nur in der Konstanzprüfung durchgeführt. Prinzipiell sind im Spiral-CT zwar isotrope Voxel mit gleicher Abmessung in x-, y- und z-Achse möglich, die

schwierige Rekonstruktionsgeometrie führt aber vor allem bei Variationen des Pitch beim Spiral-CT zu spezifischen Artefakten [99, 180].

### **5.1.3 Technische Restriktionen durch den Scanner**

Signifikante Größenskalierungsfehler sind für manche MRT- Bilder nachgewiesen. Für das CT liegen jedoch keine Daten vor [73]. In dieser Arbeit wurde kein Nachweis für fehlerhaft skalierte Voxel beim Tomoscan M erbracht.

Detektoren können altern und so die Wiedergabetreue einschränken [112, 156]. Bewegungsartefakte können durch den Zeitbedarf der Datenaquisition in der Klinik nie ganz ausgeschlossen werden [62, 143]. Am Knochenphantom in dieser Arbeit haben diese Effekte jedoch keinen relevanten Einfluss gezeigt.

Der Partialvolumeneffekt ist durch die Methode der Computertomografie bedingt. Auch in dieser Arbeit sind viele Effekte der Knochen- und Implantatdarstellung dadurch erklärbar. Methoden zur Interpolation des Partialvolumeneffekts bei der Lokalisation von Objekten bekannter Größe und Röntgendichte (z.B. Marker) wurden publiziert [30, 41, 71].

Die untersucherabhängige Auswertung verhindert oft eine weitergehende Standardisierung von Messungen an CT- Bildern. Als Ausweg wird die maschinelle Bildauswertung diskutiert. Die automatisierte Auswertung kann über Schwellenwerte definierte Grenzlinien einbeziehen, darüber hinaus jedoch auch definierte Gradienten, Steigungen oder Wendepunkte in Dichtezunahmekurven von Grenzzonen betrachten. Die Auswertung über Falschfarbenkodierung wird angewandt. Dies führt zwar zu standardisierter Auswertung, liefert aber immer noch virtuelle Abmessungen, die von reellen Maßen differieren [28, 63, 79, 83, 86, 114, 181].

Diese Arbeit zeigt, dass Objekte durch den Tomoscan M unabhängig von untersuchten Bildverarbeitungsalgorithmen trotz untersucherabhängiger subjektiver Auswertung in x-y- Richtung ortstreu dargestellt werden. In 3D- Rekonstruktionen wird so die Position eines Implantats oder Loches genau definiert, auch wenn keine realistische Dimension des Implantats ermittelt wird.

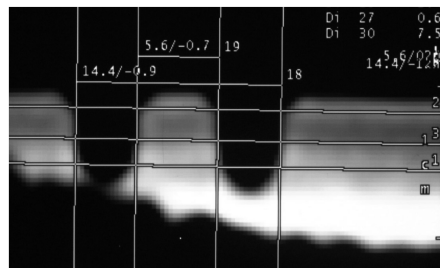
## 5.2 Diskussion der Methodik

In der gewählten Methode können Fehler durch den Knochen, dessen Bearbeitung, durch die Implantate, durch die Handhabung während der Versuchsdurchführung, durch mangelhafte Standards der Datenerhebung und durch die Auswertung vorkommen. Im Folgenden werden die Fehlermöglichkeiten näher betrachtet.

### 5.2.1 Fehlermöglichkeiten durch Knochen

Für Knochen wird im CT in Abhängigkeit von der Lokalisation im Körper, von der histologischen Beschaffenheit, vom Geschlecht und vom Lebensalter eine große Variabilität der Knochendichte gefunden [10, 40, 69, 70, 79, 82, 84, 88, 92, 107, 113, 117, 120, 126, 150]. Knochendichtevariationen haben auch Auswirkungen auf Biomechanik und Implantatsitz [198, 199].

Für die Methode wurde aus Gründen der verfügbaren Dimensionen und einfacheren Beschaffung nicht fixierte Rindertibia verwendet. Die Kortikalis dieses Knochens zeigt im CT analog zu den oben beschriebenen Dichtevariationen die in Abbildung 36 dargestellten schwankenden Dichtewerte über die Dicke und die gesamte Länge der Kortikalis unabhängig von Implantaten.



**Abbildung 36: Inhomogene Knochendichte der Kortikalis des Knochenphantoms, FoV 150, WW=1000 HU, WL=1000 HU.**

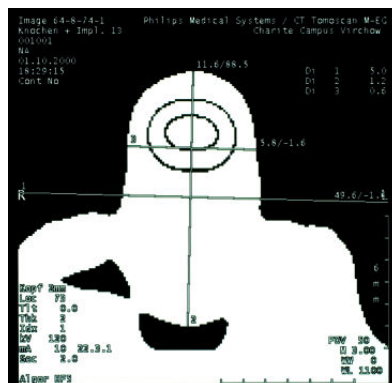
Die natürliche Oberfläche der Kortikalis dieses Knochens ist im gesamten diaphysären Umfang längs konkav und quer konvex gekrümmt. Da jedoch zur achsengerechten Ausrichtung der Bohrlöcher die in Abbildung 37 gezeigte plane Referenzoberfläche geschaffen werden muss, werden verschieden dichte Knochenschichten durch die Messlochreihe angeschnitten.

Da Kantendarstellungen im CT von lokalen Dichtewerten abhängen, resultieren aus der Dichtevariation die in Abbildung 36 gezeigten konisch zulaufenden Löcher, deren Dimensionen nur durch horizontale Hilfslinien standardisiert erfasst werden können.



**Abbildung 37: Plan gefräste Knochenoberfläche.**

Durch die unterschiedlichen Dichtewerte im Messbereich wird die Festlegung einheitlicher Schwellenwerte für alle Einstellungen unmöglich. Die unterschiedlichen Dichtewerte führen in Scanbildern zu inhomogener Knochendarstellung und zu eingeschränkter Abgrenzbarkeit gegenüber Implantaten, wie Abbildung 38 zeigt. In den Ergebnissen zeigen sich durch diese Inhomogenitäten jedoch keine alterierten Lochpositionen.



**Abbildung 38: Mangelhafte Differenzierung der Knochenschraube mit Magnet vom Knochen im zentralen Längsschnitt; FoV=50, WW=0 HU, WL=1100 HU.**

Die Lagerung von unfixiertem Knochen zwischen Messungen muss aus hygienischen Gründen bei  $\approx -20^\circ\text{C}$  tiefgekühlt erfolgen. Die Messungen werden jedoch im klimatisierten Operationssaal bei  $20^\circ\text{C}$  vorgenommen. Dies bewirkt eine Wärmedehnung des Knochens bei Temperaturangleichung in Abhängigkeit vom Wärmedehnungskoeffizienten  $\alpha$  ( $\alpha_{\text{Kalk}} = 20 \times 10^{-6}/\text{K}$ ) seiner Kalkstruktur. Die Ausdehnung von 100mm Kalk beträgt nach der Formel  $l_{\text{kalt}} = l_{\text{warm}} / (1 + \alpha \Delta t)$  für einen Temperaturunterschied von  $\Delta t = 40\text{K}$  ungefähr 0,08mm [102]. Diese temperaturabhängigen Dimensionsvariationen sowie temperaturabhängige Variationen von Dichtewerten im CT werden auch in der Literatur beschrieben [80, 91]. Um solche Effekte zu vermeiden, werden die Bearbei-

tung und die Messungen bei Raumtemperatur des Knochens durchgeführt und so  $\Delta_t$  sowie  $\Delta_l$  minimiert.

Unfixierter Knochen trocknet im Kontakt mit Raumluft aus. Zur Vorbeugung von trocknungsbedingten Längendifferenzen wird der Knochen befeuchtet und mit röntgendurchlässiger Folie geschützt.

### **5.2.2 Fehlermöglichkeiten durch Bearbeitung**

Die Präzision der Bohrlochpositionen im Knochen ist von der Bearbeitung abhängig. Dabei können Fehler bei der Bedienung der Fräsmaschine vorkommen. Zur präzisen Fertigung des Knochenphantoms durch Facharbeiter in der Versuchswerkstatt wird deshalb eine Werkszeichnung als Arbeitsvorlage erstellt und eine Fertigungstoleranz der Lochposition von  $\pm 0,05\text{mm}$  entsprechend Tabelle 3 vorausgesetzt. Das schließt natürlich Ungenauigkeiten der Maschine selbst oder der Bearbeitung nicht aus, was aber zur Einhaltung einer vernünftigen Relation von Aufwand und Nutzen vernachlässigt bleibt.

Ungenau Lochpositionen und Lochdurchmesser sind durch Ungenauigkeiten des Bohrers selbst oder durch exzentrischen Lauf der Bohrmaschine möglich. Durch Verkippen des Gewindeschneiders kann das am Locheingang zentrierte Gewinde in der Tiefe des Loches verlaufen. Da der Gewindeschneider Material abtragend arbeitet, verändert ein exzentrischer Gewindeschnitt die Lochflanke einseitig. Ein Verlaufen des Bohrers und ein exzentrischer Gewindeschnitt kann durch inhomogene Knochendichte im Bereich des Loches verstärkt werden. Diese Fehler sind durch enge Fertigungstoleranzen jedoch zu vernachlässigen.

Die Darstellung des Lochbodens hängt stärker als die Knochenoberfläche vom gewählten Fenster ab, da die Lochwand die Form des Bodens abhängig von der Schichtposition verzerrt. Außerdem wird der Lochboden beim Bohren durch die Bohrspitze mit einem Spitzenwinkel von  $\approx 120^\circ$  kegelförmig ausgeformt. Die Vielzahl der beeinflussenden Faktoren kann im Bild nicht differenziert werden. Da die fehlende symmetrische Referenzfläche am Lochboden die Anwendung eines Standards unmöglich macht, wurde die Tiefe der Löcher nicht vermessen.

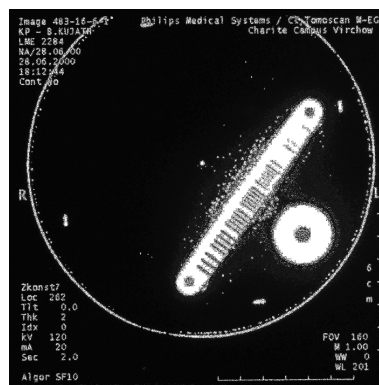
### **5.2.3 Fehler der Implantate**

Die Herstellung der Implantate erfolgt unter Fertigungstoleranzen. Diese sind teilweise in den Werkszeichnungen im Kapitel 3.2 angegeben. Manche Toleranzen sind vom Hersteller als sen-

sible Daten klassifiziert und einer Publikation nicht zugänglich. Alle Fertigungstoleranzen von Implantatabmessungen liegen jedoch nach Angaben der Hersteller für die verwendeten Teile im Bereich  $\leq 0,05\text{mm}$  und sind damit kleiner als die Skalierung des Messgeräts sowie kleiner als die minimale Voxelgröße und räumliche Auflösung des Scanners. Eine Ungenauigkeit der Implantate als Ursache für größere Differenzen vom Nominalmaß ist deshalb wenig wahrscheinlich.

#### 5.2.4 Fehlermöglichkeiten des Tomoscan M

Nur definierte Toleranzen des Scanners werden monatlich in der Konstanzprüfung kontrolliert. Die Überprüfung in der Konstanzprüfung schließt einige aufwändige Testscans mit einem großvolumigen Prüfphantom entsprechend Abbildung 39 ein. Die standardmäßige Integration der Testscans in den Versuchsablauf wird durch den notwendigen Wechsel zwischen Phantom und Knochen unmöglich. Fehlerintervalle müssen sich deshalb auf die in Tabelle 1 beschriebenen Toleranzgrenzen der Konstanzprüfung beschränken.



**Abbildung 39: Scanbild des Phantoms zur Konstanzprüfung mit verschiedenen Prüfelementen.**

Eine reibungsarme Funktion der Mechanik des Scanners ist nur mit Spiel in allen beweglichen Teilen möglich. Das führt beim Tomoscan M zu nicht definierten Toleranzen im Vorschub und in der Lagerung der Gantry wie des Patiententisches. Die Position der Schicht in Relation zur Lochachse ist bei Längsschnitten jedoch abhängig von der Genauigkeit des Vorschubs in der z-Richtung [3, 4]. Das Anfahren von Schnittpositionen unterliegt deshalb einer Vorschubtoleranz, die sich in diesen Messungen jedoch nur in Asymmetrien der Objektdarstellung nachvollziehen lässt, wie sich bei der Darstellung von Abutment und Magnet in Abbildung 31 und Abbildung 33 zeigt.

Bei den Querschnittsdarstellungen der Implantate kommt es beim Übergang vom Implantat zur Umgebung an den Enden der Implantate zu starken Partialvolumeneffekten in Abhängigkeit vom

Anteil des erfassten Implantats in der Schicht. Eine feinere Auflösung der Enden wird jedoch beim Tomoscan M durch die limitierte Einstellbarkeit der Schichtposition in Schritten von 1mm begrenzt.

Das Messwerkzeug des Scanners ist in 0,1mm- bzw. 0,1°- Schritten skaliert. Eine Möglichkeit zur Kalibrierung der Messeinrichtung existiert beim Tomoscan M nicht. Eine Überprüfung der Messeinrichtung des Scanners ist nur durch den Vergleich nach der Erhebung bekannter Abmessungen möglich, was bei diesen Messungen die gezeigten Messwertintervalle liefert.

Die Ortsauflösung des Röntgenfächers ist im Idealfall besser als 0,7mm. Wenn Objekte dichter beisammen liegen, kann deren Differenzierung durch den Scanner unmöglich werden. Im klinischen Gebrauch reicht die Ortsauflösung trotzdem oft selbst zum Nachweis feiner Strukturen im Gewebe, da die räumliche Auflösung nicht die Position einer Kante definiert, sondern den kleinsten noch darstellbaren Abstand zwischen hochkontrastierenden Objekten im Strahlengang[168]. Der Scanner kann somit die Position einer Kante genauer als 0,7mm lokalisieren, wenn die Kante weit genug vom nächsten röntgendichten Objekt entfernt ist. Dies ist bei den hier gewählten Achsenabständen, Lochdurchmessern und Implantaten der Fall. Wie die große Variabilität der Dimensionsdarstellung von Löchern und Implantaten zeigt, überwiegen die Effekte des Partialvolumeneffekts und der Grenzschichtartefakte der Kantendarstellung die Effekte der Ortsauflösung offensichtlich.

Für die Darstellungen dieser Arbeit wird die Homogenität der Dichtewertermittlung wichtiger als die Ortsauflösung, da die homogene Ermittlung des Dichtewerts im Voxel über den Einschluss eines Voxels in eine Kategorie bei Anwendung eines Schwellenwerts entscheidet.

Oft verwendete Kombinationen der Scanparameter werden in Standardprogrammen hinterlegt. Sie können manuell nachbereitet werden. Der Systemadministrator kann so Bildverarbeitungsalgorithmen frei den jeweiligen Menübuttons zuordnen. Welche Auswirkungen die Auswahl hat, kann im Einzelfall nicht ohne aufwändige Rekonstruktion der Rohbilddaten differenziert werden. Welcher Algorithmus sich hinter den Einstellungen „sharp“, „standard“ und „smooth“ verbirgt, wird erst durch ein Kürzel in der Darstellung ersichtlich. Auf Modifikationen dieser Standardeinstellungen wurde zugunsten praktikabler Arbeitsabläufe in dieser Arbeit verzichtet.

Die Röhrenspannung bietet noch weitere Variationsmöglichkeiten, die jedoch nach den Ergebnissen dieser Arbeit keinen gravierenden Einfluss auf die Präzision der Lokalisation hat. Auf die weitere Variation wurde deshalb verzichtet.



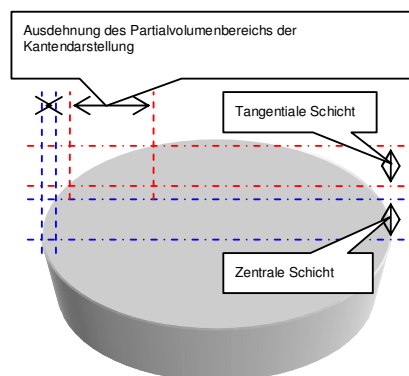
### 5.2.5 Fehler durch unsachgemäße Versuchsdurchführung

Fehler können durch schlechte Positionierung des Objekts in der Gantry hervorgerufen werden. Auf die strenge Einhaltung der in Tabelle 6 beschriebenen Standards zur Positionierung des Objekts im Strahlengang muss deshalb geachtet werden. Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten wird das Objekt unabhängig vom Scanner gelagert. Dabei kommen keine röntgendichten Halteelemente im Strahlengang vor.

Durch die Standardisierung der Scanprozedur können Fehler bei der Scandurchführung weitestgehend vermieden werden. Dennoch sind in der Darstellung der Querdurchmesser der Implantate und der Implantatlänge auffällige Kurvenverläufe und Messwertsprünge zu sehen, die sich nicht durch die beschriebenen Einflussfaktoren erklären lassen. Eine Diskontinuität der Gantrytranslation beim Anfahren der Schichten erklärt diese Kurvenverläufe besser. Da Scan und Auswertung jedoch zeitlich und räumlich getrennt voneinander erfolgen, ist ein Nachweis von Ursachen dieser auffälligen Kurvenverläufe nicht möglich.

### 5.2.6 Fehlerhafte Darstellung von Objektgrenzen

Die Darstellung von Lochflanken beeinflusst Messungen. Im Idealfall für eine Messung liegt die Schnittebene parallel und mittig zur Achse des Implantats oder Lochs. Das minimiert den Partialvolumeneffekt an den Flanken. Liegt die Schnittebene parallel zur Achse, kann sie das Implantat oder das Loch dennoch exzentrisch schneiden. In tangentialen Schnitten verstärkt sich dadurch jedoch der Partialvolumeneffekt an Kanten, wie Abbildung 40 erläutert.



**Abbildung 40: Erläuterung zum Partialvolumeneffekt.**

Der Partialvolumeneffekt macht die Darstellung der Flanken von Fenstereinstellungen und Dichteinhomogenitäten abhängig. Eine kleine Fensterbreite schafft dabei zwar virtuell scharfe Kanten. Die Kante fällt dennoch meist in den Bereich mehrerer Voxel, so dass Dimensionen mit

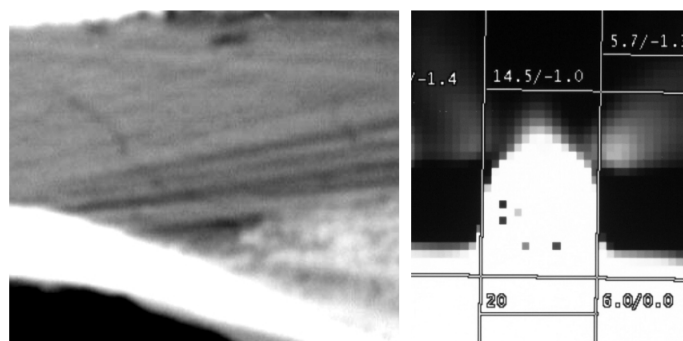
der Fenstereinstellung schwanken. Dimensionsbestimmungen im CT beruhen deshalb immer auf einer virtuellen Kantendarstellung, deren Lokalisation vom gewählten Fenster abhängt.

Eine Verkipfung der Lochachse gegen die Scanebene bewirkt eine Verzerrung der Darstellung in Form einer Ellipse oder eines Ellipsenausschnitts. Dennoch ermittelt der Scanner die Position auch unabsichtlich schräg getroffener Lochflanken so symmetrisch, dass die hier ermittelten geringen Spannweiten der Lochachsenabstände resultieren. Nach den Ergebnissen dieser Arbeit kann das Zentrum der Darstellung des Implantats oder des Loches als präzise im vorgegebenen Rahmen betrachtet werden.

Die Notwendigkeit der Definition von Fenstereinstellungen macht die Darstellung der Variationen an Kanten nur schrittweise möglich. Es entstehen punktuelle Darstellungen durch Messwerte, während Fenstereinstellungen fließend variiert werden können. Die interpolierende Darstellung der Messungen durch Kurven kann dabei Zwischenwerte nur abschätzen, Ein von den Stichproben nicht erfasster sprunghafter Messwertverlauf ist jedoch sehr unwahrscheinlich.

### 5.2.7 Fehler durch Artefakte

Unilaterale Artefakte in der Darstellung eines Objekts haben über die Modifikation der Kantendarstellung direkten Einfluss auf die Objektposition und Dimension. Ein Loch kann dadurch seine Ortstreue in der Darstellung verlieren. Im klinischen Alltag ist die Differenzierung zwischen Artefakt und Objektdarstellung nicht eindeutig definiert und vom Untersucher abhängig.



**Abbildung 41: Artefakte am Knochenphantom und an einem Implantat.**

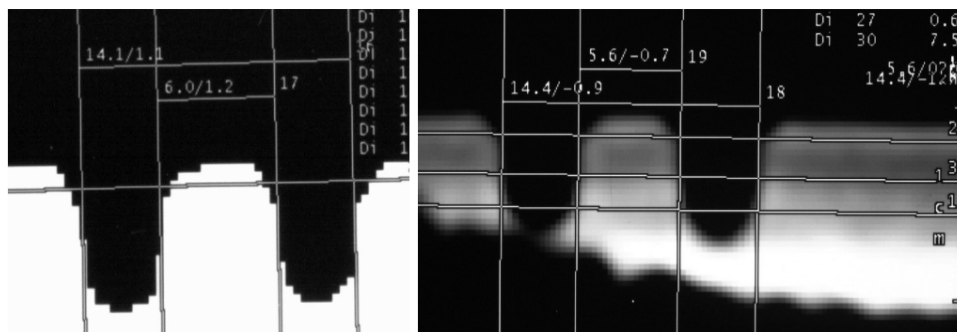
Viele Knochenstrukturen erzeugen Artefakte [70]. Im Einzelfall muss die klinische Relevanz geklärt und entschieden werden, ob sie der Beantwortung der klinischen Fragestellung entgegenstehen. Auch der Knochen in dieser Arbeit erzeugt deutliche Artefakte im Bereich der Spongiosa, wie Abbildung 41 zeigt, oder am Lochboden in Abbildung 42.

Die Implantate erzeugen immer Grenzschichtartefakte, die zu ihrer vergrößerten Darstellung im CT führen. Selten zeigen sich an Implantaten Artefakte wie in Abbildung 41. Artefakte können auch entstehen, da über Lagerungshilfen eine Referenz des Lagerungsgestells zur plangefrästen Oberfläche hergestellt werden muss, um den Knochen horizontal oder vertikal auszurichten.

Ein durch Artefakte verursachter Einfluss auf die Dimensionsmessungen von Implantaten und Löchern im Knochen belegt diese Arbeit. Ein Einfluss auf die Ortstreue der Darstellung lässt sich in dieser Arbeit jedoch nicht statistisch signifikant belegen.

### 5.2.8 Fehlerhafte Messwertablesung

An die durch die Voxel gerasterte Darstellung werden manuell Hilfslinien angelegt, die zwangsläufig Unregelmäßigkeiten interpolieren. Der Grad der Interpolation ist jedoch aufgrund der vieltaligen Darstellungen nicht standardisierbar. Zusätzlich fällt die Rasterung des Bildes je nach FoV unterschiedlich grob aus, wie Abbildung 42 für den Vergleich zwischen FoV=200 und FoV=120 belegt.



**Abbildung 42: Darstellung eines Lochpaares im Längsschnitt. Links: FoV=200, WW=0 HU, WL=0 HU. Rechts: FoV=120, WW=1000 HU, WL=1000 HU.**

Der Abstand zwischen den Hilfslinien wird durch das Messwerkzeug in Schritten von 0,1mm wieder digitalisiert, was eine maximale Genauigkeit der Messwertablesung von  $\pm 0,1\text{mm}$  ergibt. Bei einer Voxelgröße von  $\approx 0,39\text{mm}$  bei FoV=200 kann die Messung deshalb um ein Intervall von 0,7mm differieren, während die Hilfslinien an den Lochflanken nach wie vor innerhalb des gleichen Grenzvoxelpaares platziert sind. Trotz der möglichen Toleranz findet sich jedoch die deutlich geringere Spannweite der Lochabstände in diesen Messungen, was den Einfluss der manuellen Interpolation verdeutlicht.

Die Variation der Fensterbreite produziert virtuell scharfe bis weiche Kantendarstellungen. Die Abbildung 42 stellt den Vergleich zwischen WW=0 HU und WW=1000 HU dar. Die Platzierung

von Hilfslinien wird mit weicherer Kantendarstellung wie in Abbildung 42 schwieriger, da Kantendarstellungen breiter und Ecken runder werden. Die Verwendung zusätzlicher Hilfslinien parallel zur Knochenoberfläche definiert Orientierungspunkte und minimiert so eine willkürliche Linienplatzierung. In WW= 2400 HU war trotzdem durchgehend keine Hilfslinienpositionierung mehr möglich.

Der Abstand von 100mm muss zur Positionierung von Hilfslinien und Maßlinien vergrößert werden, wobei nicht beide Löcher des Paares gleichzeitig in einem Bild sichtbar sind. Durch fehlerhafte Abstimmung des Grafikprogramms mit dem Bild kann es zu Verschiebungen der Grafik gegen das Bild und so zu falschen Messwerten kommen. Ein Einfluss in diesen Messungen kann aber über das beschriebene Intervall hinaus nicht nachgewiesen werden.

Durch den Übertrag der ermittelten Messwerte vom Bildschirm ins Protokoll sowie den Übertrag aus dem Protokoll in SPSS kann es zu Übertragungsfehlern kommen.

### **5.3 Kritische Betrachtung der Ergebnisse**

Der Stand der Forschung zeigt, dass Daten vom Tomoscan M zur Ortstreue und zur Qualität der Dimensionserfassung von extraoralen Implantaten nicht im notwendigen Rahmen vorliegen. Dimensionsangaben gescannter Objekte müssen evaluiert werden. Dagegen zeigt diese Arbeit die Ortstreue symmetrischer Objekte im CT- Scan unabhängig von relativen Abmessungen, während die Dimensionen der Objekte vom gewählten Fenster abhängen.

Zum Beleg werden die Messungen und ihre Aussagen bezüglich Lochabständen, Lochdurchmessern und Implantatdarstellung deshalb im Folgenden kritisch beleuchtet.

#### **5.3.1 Messungen**

Abstände werden zwischen nahen und entfernten Lochflanken von Lochpaaren mit 10mm Lochabstand, Loch- Implantat- Paaren mit 10mm Lochabstand und einem Lochpaar mit 100mm Lochabstand bestimmt.

Die Methode beschränkt sich auf die Distanz 10mm, weil die Abstände der kurzen Distanz in einer praktikablen Relation mit der Darstellung der Implantate stehen müssen. Die Distanz 100mm wird als Kompromiss zur Darstellung einer längeren Distanz gewählt, da die Länge des Knochens und ein möglichst großer Abstand zu den Kalibrierlöchern limitierend für die Positionierung der Löcher sind. Lochdurchmesser werden nicht berechnet, sondern durch direkte Ver-

messung evaluiert, da sonst Durchmesserdiffenzenzen des gewindetragenden Implantatloches durch die Mittlung auf die Nachbarlöcher übertragen werden.

### **5.3.2 Errechnete Werte**

Die Lochabstände und die Abstände zwischen Löchern und Implantaten werden aus dem Mittelwert der Summe der zwei Flankenabstände eines Lochpaares berechnet, da Lochachsen und Implantatachsen nicht im Schnittbild dargestellt werden. Zur Abstimmung mit der Skalierung des Messgeräts müssen Mittelwerte auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet werden. Durch Rundung und Mittelwertbildung werden Ungenauigkeiten der Messwerterhebung jedoch abgeschwächt und verzerrt. Die Auswirkungen dieser Ungenauigkeiten bewegen sich jedoch insgesamt alle innerhalb des schmalen Intervalls, das im Ergebnisteil aufgezeigt wird.

### **5.3.3 Lochabstände**

Die Auswertung belegt die weitgehende Unabhängigkeit der Lochabstände von Scanparametern innerhalb eines Toleranzbereichs.

Jeder Lochabstand wird im Rahmen einer Differenzmessung aus dem Abstand von 4 Lochflanken zueinander ermittelt, wobei sich durch Symmetrieeffekte und Mittelwertbildung Fehler der absoluten Lochflankenpositionen minimieren. Die Hilfslinien nivellieren durch manuelle Positionierung oft Unterschiede zwischen Grenzvoxelpositionen. Bei scharfen Kanten, wie sie WW=0 hervorruft, liegen oft viele Grenzvoxel genau auf einer Linie, wodurch die Hilfslinie genau auf die Kante anstatt mehr oder weniger willkürlich in ein Voxel gelegt werden kann. Bei Kippung des Knochens kommen die Flanken durch schräg versetzte Voxel zur Darstellung, wodurch sich für den Betrachter ein Streifen von Grenzvoxeln mit prominenten Ecken ergibt, der den Spielraum zur Positionierung im Übergang von weißen zu schwarzen Voxeln zum Teil auf einen Bruchteil eines Voxels minimiert. Diese Mechanismen benutzen zwar alle die rein virtuelle Darstellung einzelner Voxel. Sie reichen dennoch aus, den Irrtum bei der Platzierung der 4 Hilfslinien im Standardscan in  $\geq 95\%$  der Fälle auf insgesamt maximal 1 Voxel pro erhobenem Achsenabstand zu beschränken. Der Versatz einer Hilfslinie um diesen Betrag ergibt nach Bildung des Mittelwerts jene 0,2mm Abweichung, die maximal 5% der Achsenabstände im Standardscan an 10mm und an 100mm überschreiten.

Zwischen mehreren Gruppen zeigen sich signifikant unterschiedliche Mittelwerte von Lochabständen. Die Faktoren für signifikante Mittelwertverschiebungen bei Parametervariationen wer-

den im Kapitel 4 beschrieben. Auch hochsignifikante Unterschiede zwischen Gruppen finden sich jedoch alle innerhalb des im Ergebnisteil beschriebenen schmalen Intervalls [1, 190].

#### **5.3.4 Lochdurchmesser**

Die Lochposition zeigt sich in dieser Arbeit im CT ortstreu. Der Lochdurchmesser ist jedoch vom Fensterzentralwert WL abhängig. Die Anhebung von WL ruft eine nahezu linear proportionale Lochdurchmesserzunahme hervor. Durch die große Variabilität der Lochdurchmesser sind die beobachteten Konfidenzintervalle der Mittelwerte um den Faktor 10 breiter als die der Lochabstände. Gleichzeitig findet sich eine vergleichsweise geringe Abhängigkeit der Lochdurchmesser von der Fensterbreite WW.

Die deutlichen Variationen der Messwerte bewegen sich nach Tabelle 25 in einer durchschnittlichen Spannweite von 3,2mm und einer Maximalspannweite von 4,4mm. Allein die Variabilität des Lochdurchmessers ist also bereits größer als der Lochdurchmesser von 3,15mm selbst.

Die Lochdurchmesser werden im Gegensatz zur Implantatdarstellung mit steigendem WL größer. Durchmesser von Implantaten werden mit steigendem WL kleiner. Die Darstellung einer Kante wandert somit durch Anhebung von WL in Richtung der höheren Dichte des Scanobjekts.

#### **5.3.5 Implantatdarstellung**

Bei der Implantatdarstellung muss grundsätzlich zwischen den drei Achsen der Darstellung unterschieden werden. Querschnitte, Längen und Durchmesser im Längsschnitt haben durch die Anschnittgeometrie jeweils spezifische Eigenschaften in der Darstellung durch den Tomoscan M. Dennoch findet die Darstellung aller beobachteten Implantate durch den Tomoscan M in allen beobachteten Fenstereinstellungen und unter allen beobachteten Parametervariationen im Vergleich zur geometrischen Abmessung des Objekts an dem speziellen Ort meist stark vereinfacht und vergrößert statt.

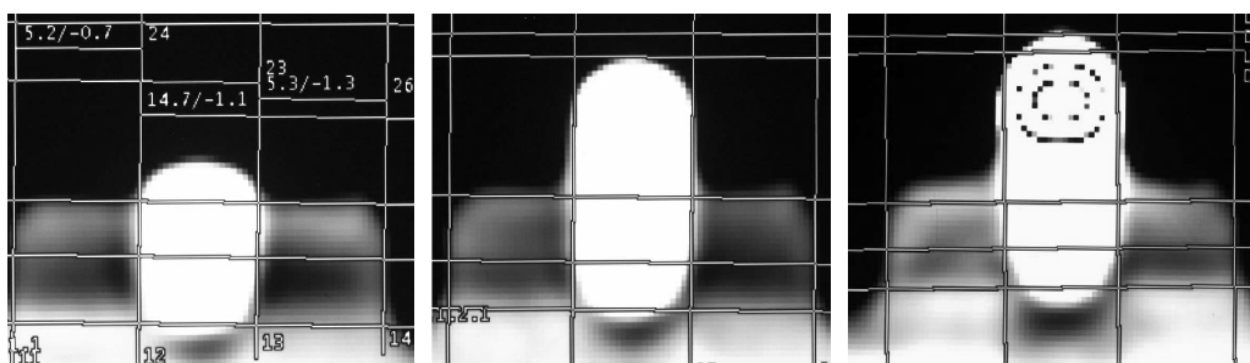
Durchgehend maßgerechte Implantatdarstellungen werden bei keinem Implantat im überprüften Rahmen der Fenstereinstellungen und Parameter gefunden. Eine maßgerechte Implantatdarstellung ist im dargestellten Rahmen nicht standardisierbar. In einigen wenigen Fällen stellt der WL=3000 HU einen korrekten Durchmesser des Schraubenkorpus im Querschnitt dar. Die Kröpfung des Abutments im Querschnitt wird ebenfalls bei hohen WL teilweise maßgerecht dargestellt. Der Magnet und die kraniale Abutmenthülse werden jedoch durchgehend zu groß darge-

stellt. Bei peripheren Längsschnitten und bei Querschnitten am Ende des Implantats kann durch Partialvolumeneffekte beim teilweisen Einschluss des Implantats in die Scanschicht in einzelnen Schichten das Nominalmaß vorgetäuscht werden, findet aber nie Korrespondenz in benachbarten Schichten.

Bei WW=0 ist keine parallele differenzierende Darstellung von unterschiedlich dichter Materie wie Knochen und Implantaten möglich, wie Abbildung 38 zeigt. Eine Differenzierung verschieden dichter Objekte in einem Bild wird bei breiterem WW möglich, wie Abbildung 43 zeigt. Hierdurch wird jedoch die Lokalisation von Kanten verschlechtert, so dass eine sichere Differenzierung der Kante in dieser Arbeit bei WW=2400 HU unmöglich wird. Alle Implantate werden jedoch auch bei breitem WW größer als deren Nominalmaß dargestellt.

Die Spannweite der Darstellung nimmt mit steigender Dichte des Objekts reziprok zur Vergrößerung ab. Eine Spannweite der Implantatdarstellung bei zentralen Längsschnitten von  $\approx 0,5\text{mm}$  an jeder Flanke unter Variation von WL entspricht  $\approx 5$  Voxeln pro Flanke bei FoV=50. Die Variation der Darstellung geht somit weit über die insgesamt maximal 2 Voxel geometrischer Spannweite zwischen beiden Seiten hinaus.

Die Darstellung der Knochenschraube wird durch ihre Lage im Knochen bei Schwellenwerten unterhalb der Knochendichte deutlich erschwert. Bei WW=0 wird die Differenzierung ganz unmöglich, solange Knochen und Schraube gleichzeitig dargestellt werden. Abbildung 43 zeigt in einem Überblick über alle Implantate die Darstellung der Knochenschraube bei breitem Fenster.

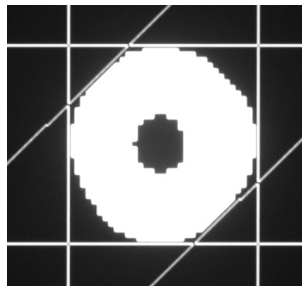


**Abbildung 43: Darstellung der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten im Längsschnitt, FoV 120, WW=1000 HU, WL=1000 HU.**

Die zylindrische Form des Gewindeschachts wird verzerrt. Der Flansch wird nicht dargestellt. Das Blindloch fehlt. Der durch die Bohrspitze konisch ausgeformte Lochboden bewahrt einen Hohlraum im Bereich der Schraubenspitze.

Abbildung 38 zeigt dagegen die Darstellung der Kombination mit dem Magneten im Längsschnitt. Die rechte Kante der Knochenschraube kann nicht differenziert werden. Dennoch gelingt die Grenzfindung bei höheren Schwellenwerten innerhalb des Knochens, da dieser dann nicht mehr in die Darstellung integriert wird.

Vier Abraumaussparungen an der Schraubenspitze und eine konische Anspitzung der Schraube erklären noch eine Querschnittzunahme dieses Bereichs in Scanbildern. Differierende Durchmesser am zylindrischen Schaft belegen jedoch die Abweichung der Darstellung vom reellen Implantat. Der kraniale Anteil der Schraube unterliegt dem Einfluss des Flansches und wird deshalb in Abhängigkeit vom Schwellenwert mit breiter Spannweite dargestellt. Im Schraubenkopf befindet sich das Blindloch mit Innengewinde zur Aufnahme des Abutments oder des Magneten. Das Loch kommt jedoch nur in randständigen Querschnitten und dort nur in Ausnahmefällen wie in Abbildung 44 zur Darstellung. In Längsschnitten zeigt sich maximal eine leichte Abflachung in zentralen Schichten. Dies belegt, dass dichte Strukturen eingeschlossene Hohlräume kaschieren können.



**Abbildung 44: Darstellung des Blindlochs im Schraubenkopf. FoV 50, WW=0 HU, WL=3000 HU.**

Der Flansch der Knochenschraube wird im CT in Längs- und Querschnitten schlecht differenziert. Er weist ein konisches Profil mit Dicken von 0,2mm bis 0,5mm und 10 versenkte Löcher von 0,5mm Durchmesser auf. Zur Darstellung der Löcher ist die räumliche Auflösung des Scanners mit  $\geq 6,25$  LP pro cm zu gering. Die Strukturen des Flansches sind darüber hinaus für die Differenzierung innerhalb eines gröberen Voxelrasters zu fein. Der Flansch führt dadurch zur Erhöhung der Voxeldichte im Bereich, ohne selbst dargestellt zu werden.

In der Querschnittsdarstellung der Knochenschraube bei WL=800-1200 HU führt dieser Effekt zu einer breiten Darstellung des Schraubenkopfes, wobei der Schraubenkorpus bei diesen Schwellen noch gar nicht vom Knochen unterschieden werden kann. Wenn die Schwelle ab  $\approx 1400$  HU eine Differenzierung des Schraubenkorpus vom Knochen ermöglicht, stellt sich der Flansch jedoch weniger deutlich bis gar nicht mehr dar. Im Längsschnitt verstärkt der Flansch die in



Abbildung 43 sichtbare konische Deformierung der Implantatflanken, die eine standardisierte Hilfslinienpositionierung erschwert.

Beim Abutment ist weder im Längs- noch im Querschnitt eine Differenzierung zwischen Hülse und Abutmentschraube möglich. Die Kröpfung und der Ansatz an der Knochenschraube werden im Längsschnitt in allen Einstellungen entsprechend der Abbildung 43 kaschiert. Im Querschnitt stellt sich jedoch eine Einschnürung dar, die der Abmessung des Implantats an dieser Stelle nahe kommt. Das übrige Abutment wird in allen anderen Querschnitten zwischen 0,5 und 1mm zu groß dargestellt. In der kranialen randständigen Schicht führen Partialvolumeneffekte zu großen Querschnittvariationen.

Die Darstellung der tragenden Knochenschraube wird bis auf den von der Abutmenthülse verdeckten kranialen Teil nicht vom Abutment beeinflusst.

Der Magnet führt im Quer- und Längsschnitt zu stärkerer Vergrößerung als das Abutment. Die Vergrößerung geht mit einer Abrundung der kranialen Längsschnittdarstellung einher. Die kraniale Rundung, die sich in Abbildung 43 zeigt, ist jedoch stark überhöht, wie ein Vergleich mit der Fotografie des Magneten in Tabelle 4 belegt. Die Darstellung der Knochenschraube am Magneten wird bis auf den verdeckten Schraubenkopf nicht durch den Magneten beeinflusst. Der Querschnitt des Magneten nimmt von kaudal nach kranial kontinuierlich zu, was dem Einfluss der Kröpfung und dem Magnetkern entspricht. Im Bereich des magnetischen Kerns kommt es wie in Abbildung 43 in einigen Schichten im Quer- und im Längsschnitt zu ringförmigen Artefakten, die Hohlräume oder Gaseinschlüsse in der Kapsel vortäuschen können.

Durch die vergrößerte Implantatdarstellung wird die Beurteilung der Kontaktfläche zwischen umgebendem Gewebe und Implantat bei allen untersuchten Implantaten unmöglich. Die Kontaktfläche zum Knochen fällt in allen untersuchten Einstellungen regelmäßig in den Bereich der Grenzschichtartefakte des Implantats.

Eine differenzierte Betrachtung der untersuchten Implantate durch den Tomoscan M wird bisher in der Literatur nicht in dieser Form vorgefunden.

## **5.4 Schlussfolgerungen**

Die Ergebnisse dieser Arbeit beleuchten die Lokalisation und die Dimension von Strukturen am Knochen mit dem Tomoscan M und den Einfluss extraoraler kraniofazialer Implantate, Scanpro-

tololle und Fenstereinstellungen darauf. Aus den Messungen von Achsenabständen lassen sich nach der Diskussion die folgenden Schlussfolgerungen ziehen:

- Achsenabstände von Löchern und Implantaten sind im CT- Bild in der untersuchten Konfiguration innerhalb der genannten Toleranzen genau.
- Die untersuchten Implantate und Scannereinstellungen haben keinen klinisch relevanten Einfluss auf die Achsenabstände im CT- Bild, auch wenn durch sehr kleine Spannweiten der Messwerte innerhalb einzelner Gruppen signifikante Differenzen zwischen Gruppen gefunden werden.
- Die statistisch nicht signifikanten Differenzen zwischen Standardgruppen und Goldstandard an 10mm oder an 100mm sprechen gegen Fehler in der Voxelskalierung oder bei der Messwertablesung.
- Klinisch bedeuten die geringen Maßabweichungen, Differenzen und Toleranzintervalle von Achsenabständen, dass Positionen gescannter Objekte im CT mit hoher Genauigkeit wiedergegeben werden.

Die Ergebnisse zeigen Unterschiede zwischen reellen Dimensionen und Abmessungen von Löchern und Implantaten in der Darstellung durch den Tomoscan M im Längs- und Querschnitt. Dies führt nach der Diskussion zu folgenden Schlüssen:

- Änderungen des Fensterzentralwerts WL führen bei maßstabgerechter Skalierung zu einer annähernd proportionalen Veränderung der Dimensionen der untersuchten Implantate und Löcher. Der Grad der Dimensionsänderung ist von der Dichte des Objekts abhängig. Dichte Objekte unterliegen einer stärkeren Dimensionsänderung unter Variation von WL im CT. Die Fensterbreite WL zeigt diesen Effekt nicht.
- Unterschiedlich röntgendichte Gewebe benötigen zur maßtreuen Darstellung in Computertomogrammen unterschiedliche, teilweise extreme Signalskalierungen. Die parallele maßtreue Darstellung verschieden röntgendichter Objekte in einem Bild ist im Computertomogramm nicht möglich.
- Die Dimensionen röntgendichter Implantate werden durch nicht korrekte Erfassung von Dichtewerten im Randbereich vergrößert. Sie kommen nur in extremen Fenstereinstellungen den reellen Maßen nahe, bei denen jedoch biologische Gewebe nicht mehr beurteilbar sind. Kontaktflächen von Knochen und Weichgewebe zum Implantat werden regelmäßig nicht in die Darstellung integriert und sind somit nicht differenzierbar. Daraus er-

gibt sich für die klinische Arbeit, dass die Osseointegration oder der Weichgewebekontakt der untersuchten Implantate durch Scans mit dem Tomoscan M nicht beurteilbar ist.

- Durch die Variabilität der Kantendarstellung im CT in Abhängigkeit von Fenstereinstellungen können Knochenoberflächen und Lochflanken ohne entsprechende Kalibrierung der Knochendarstellung nicht als genaue Messpunkte betrachtet werden.
- Der Abstand der Scanschicht zur Lochachse in Längsschnitten zeigt sich in Schnittbildern mitbestimmend über Abmessungen von Implantaten und Löchern.
- Aus den in Längsschnitten ermittelten Abmessungen eines Implantats lässt sich anhand der Anstiege der Messwertkurven bei Variation von WL eine Aussage über die Position der Implantatachse in Relation zur z- Achse des Scanners ableiten, da die Geometrie zylinderförmiger Implantate bei randnaher Lage der Schicht den Durchmesser senkt, gleichzeitig jedoch den Partialvolumeneffekt im Kantenbereich steigert. Weitergehende Aussagen sind nur durch Betrachtung mehrerer Schichten unter Beachtung der Streuung der Messwerte möglich.
- Aussagen über das Profil eines Implantats durch Querschnittmessungen sind nur durch Betrachtung mehrerer Schichten möglich. Verzerrungen können hierbei durch mangelhafte Genauigkeit der Schichtlokalisation in z- Richtung sowie durch Differenzen zwischen Schichtlokalisationen in x-y- Richtung entstehen.

Für die experimentelle Arbeit mit dem Tomoscan M ergibt sich:

- Durch die achsensymmetrische Orientierung der Dichtegradienten an Lochflanken und Implantatflanken sind die Dimensionsänderungen an Löchern und Implantaten bei Variation von WL achsensymmetrisch.
- Achsensymmetrische Objekte ohne unilaterale Artefakte werden durch den Tomoscan M in der x-y- Richtung ortstreu dargestellt. Nicht achsensymmetrische Objekte weisen jedoch unterschiedlich steile Kantengradientenkurven auf, was zu unterschiedlicher virtueller Kantendarstellung führt. Die Objektposition wird dadurch verfälscht.
- Die Rekonstruktion mehrerer Schichten mit Vektorisierung der Objektachsen und Referenzierung der z- Achse des Scanners muss klären, ob die Objektachsen auch in der geometrischen Schichtmitte angenommen werden können. Die Lokalisation ist dabei jedoch entweder von der genauen Positionierung der Schicht in z- Richtung oder von deren genauer Referenzierung abhängig.

- Bei schmalen Fenster wird die Differenzierung zwischen Knochen und Implantat oft unmöglich. Nicht lineare Skalierungen der Dichtewerte können hier die Differenzierung ermöglichen.
- Maschinelle Auswertung und Falschfarbendarstellung von Röntgendichtewerten können falsche Genauigkeiten von Dimensionen vortäuschen, wenn vernachlässigt wird, dass Computertomografien Objektkanten virtuell aufbereiten.
- Tangential getroffene Kanten schaffen große Partialvolumeneffekte. Dadurch wird die Erfassung fein abgestufter Röntgendichtegradienten über die gesamte Breite der erfassten Dichtewerte wichtig. Orthogonal getroffene Kanten im Strahlengang benötigen zur optimalen Darstellung eine möglichst gute räumliche Auflösung.
- Beim Tomoscan M gelingt eine zur genauen Objektpositionierung ausreichend homogene Erfassung der Dichtewerte der an der Kantendarstellung beteiligten Voxel, auch wenn deren Zahl die der geometrisch die Kante erfassenden Voxel übersteigt. Die Homogenität der Dichtewerterfassung zeigt sich dabei wenig abhängig von Implantaten und von der Größe der Bildmatrix.

## 5.5 Ausblick

Diese Arbeit belegt, dass Löcher und zylindrische Implantate im Scan durch den Tomoscan M in x-y- Richtung ortstreu zur Darstellung kommen, während ihre Dimension in Abhängigkeit von Fenstereinstellungen variiert.

Die genauere Rekonstruktion der z- Achse aus Volumendaten im Rahmen der technischen Entwicklung erlaubt die Darstellung genauer dreidimensional orientierter Loch- bzw. Implantatachsen. Sofern die Abmessungen dieser Objekte bekannt sind, lassen sich aus den CT- Daten über Schwerpunktberechnungen Referenzpunkte für Anwendungen in der Navigation erstellen. Diese werden ähnlich enge Toleranzbereiche aufweisen, wie sie für Lochabstände in dieser Arbeit beschrieben werden.

Diese Arbeit belegt, dass Dimensionen von Implantaten aus Titan und anderen Metallen regelmäßig zu groß wiedergegeben werden. Auch Lochdurchmesser sind im CT nach diesen Ergebnissen stark von Fenstereinstellungen abhängig. Die Darstellung im CT kann deshalb keine Information über Kontaktflächen der Implantate zu Körpergewebe liefern. Die Beurteilung von Knochenkontaktflächen und Osseointegration von Implantaten durch das CT ist somit nicht zweckmäßig. Hierfür müssen andere Modalitäten Anwendung finden.

Distanzen zwischen Strukturen sind immer abhängig von Partialvolumeneffekten der Kantendarstellung und somit vom Schnittwinkel zum Objekt. Symmetrische Objekte bieten an symmetrisch zueinander liegenden Flächen gleiche Schnittwinkel und somit gleich große Partialvolumeneffekte. Mittelpunkte von Objekten und Strukturen können so unabhängig von differierenden Dimensionen mit höherer Genauigkeit ermittelt werden. In wieweit die gezeigten Effekte im Einzelschicht- CT auf die Spiraltechnik übertragbar sind kann durch die komplizierten Bildverarbeitungsalgorithmen dieser Technologie nicht in diesem Rahmen beleuchtet werden. Möglicherweise ergeben sich jedoch auch dort neue Perspektiven für weitere Entwicklungen.

Diese Arbeit liefert Anregungen, aus der Breite von Dichtegradienten an Knochengrenzen den Schnittwinkel der Knochenoberflächen zur z- Achse im Einzelschicht- CT zu ermitteln. Daraus lässt sich der Schnittwinkel der Scanschicht zur Oberfläche abschätzen und somit Knochendicken innerhalb einer Schicht senkrecht zur Knochenoberfläche näherungsweise ermitteln.

## 6 Zusammenfassung

Im *Berliner Zentrum für craniofaciale Fehlbildungen* in der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie-Klinische Navigation und Robotik der Charité- Campus Virchow-Klinikum wird Bildgebung, Navigationstechnologie und Robotik zusammengeführt und in Anwendungen im Operationssaal integriert. In diesem Rahmen wird das mobile CT Philips Tomoscan M in die operative Routine sowie in die Diagnostik und Planung von Eingriffen zur Implantation von extraoralen Knochenankern zur Epithesenfixierung mit einem robotergestützten Assistenzsystem eingebunden.

Aus der Arbeit mit dem Tomoscan M in der robotergestützten Epithesenfixierung ergibt sich die Fragestellung nach der Ortstreue und Genauigkeit der Dimensionen von knöchernen Strukturen und extraoralen kraniofazialen Implantaten im Schnittbilddatensatz. Darüber hinaus ist nicht bekannt, in welchem Rahmen Fenstereinstellungen und Scanprotokolle die Darstellung der Implantate und Knochenstrukturen beeinflussen.

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wird ein Knochenphantom entworfen, das die Vermessung der Darstellung von Implantaten, Lochabständen und Lochdurchmessern durch den Tomoscan M erlaubt. Das Knochenphantom besteht aus unfixierter Rindertibia, in deren Kortikalis durch eine Fräsmaschine Löcher mit einem genau vermessenen Bohrer in definiertem Abstand in definierter Tiefe in einer Flucht achsenparallel eingebracht werden. Kalibrierlöcher erlauben die Kontrolle der Parallelität der Lochreihe mit der Scanschicht.

In eines der Löcher wird nach Leeraufnahmen eine Knochenschraube entsprechend den Herstellervorgaben implantiert. Auf diese werden ein Abutment oder ein Magnet aufgesetzt. Leeraufnahmen sowie Aufnahmen der Knochenschraube, des Abutments und des Magneten werden parallel zur Lochachse median und paramedian sowie orthogonal zur Lochachse erstellt. Die Aufnahmen werden unter variierten Scanparametern sowie unter peripherer Lage des Phantoms in der Gantry und unter nicht horizontaler Lochreihenausrichtung wiederholt.

Die Erhebung von Lochabständen, Lochdurchmessern und Implantatabmessungen wird durch Werkzeuge der Scannerkonsole nach festgelegtem Standard durchgeführt. Die Auswertung fasst deshalb Ungenauigkeiten des Scans und der Messwerterhebung zusammen.

Zur Differenzierung der Darstellung unter variierten Fenstereinstellungen werden Lochdurchmesser und Implantatabmessungen nach vorgegebenem Schema unter verschiedenen Einstellungen der Fensterbreite *WW*, des Fensterzentralwerts *WL* und des Scanfelds *Field of View* ausgewertet.

Die Einschätzung von Abweichungen erfolgt durch den Vergleich der in den Scans ermittelten Abmessungen mit den bekannten Abmessungen des Phantoms und der Implantate.

Bei einem Lochabstand von 10mm liegen in allen ausgewerteten Messungen mit allen Implantaten, allen Scannereinstellungen und in allen Schnittrichtungen die ermittelten Lochabstände in über 99% der Fälle zwischen 9,9mm und 10,2mm. Der Mittelwert der Messungen liegt bei  $\approx 10,07$ mm. Kein Wert liegt unter 9,9mm. Maße über 10,3mm wurden in 2 Fällen gesehen. Am Lochabstand 100mm liegen bei allen ausgewerteten Fällen in allen Variationen ebenfalls über 99% der Lochabstände zwischen 99,9mm und 100,2mm. 4 Fälle liegen unter 99,9mm und 2 Fälle über 100,2mm. Der Mittelwert liegt bei  $\approx 100,05$ mm.

Innerhalb dieser Spannweite der Messwerte ergeben sich in der Varianzanalyse Unterschiede zwischen unterschiedlichen Gruppen, die darauf im Bonferroni- Paarvergleich einer Faktorenanalyse unterzogen werden. Trotz der Unterschiede zeigt hierbei keine der möglichen Einstellungen klinisch relevante Tendenzen einer verzerrten Positionsermittlung. Die Positionen von Lochachsen und Implantatachsen werden somit unabhängig von Variationen der Scanparameter oder der Objektposition in der Gantry durch den Tomoscan M sehr exakt wiedergegeben.

Eine groß gewählte Fensterbreite *WW* zeigt in den Experimenten schlechter lokalisierbare Kanten, da die Darstellung der Dichtegradienten an Kanten über viele Voxel verteilt wird und so die Definition eines eindeutigen Messpunkts schwerer wird. Kleine Fensterbreiten verhindern jedoch teilweise die Differenzierung zwischen Implantat und Knochen. Aus diesen Gründen liefern einige Fenstereinstellungen nicht auswertbare Darstellungen.

Lochdurchmesser und Implantatdimensionen zeigen im Gegensatz zu Achsenabständen von Löchern und Implantaten eine ausgeprägte proportionale Größenzunahme unter Anhebung des Fensterzentralwerts *WL*. An nicht implantatragenden Löchern zeigen sich Durchmesser zwischen 0,7mm und 5,8mm, am Implantatloch sogar bis 6,8mm bei einem realen Lochdurchmesser von 3,15mm. Dabei korrelieren *WL* und Lochdurchmesservariation stark mit einem Bestimmtheitsmaß  $r^2$  von  $\approx 0,776$ . Die Variation der Lochdurchmesser unter Variation der Fenster-

breite WW fällt dagegen mit einer Spannweite der Mittelwerte zwischen 0,03mm und 0,35mm sehr gering aus, solange die Lochkanten korrekt ermittelt werden können.

Die Variabilität der Implantatdimensionen unter unterschiedlichen Fensterzentralwerten WL fällt analog zu Lochdurchmessern groß aus. Die Dimensionen nehmen jedoch mit höheren WL ab, da die Gradienten der Kantendarstellung bei Implantaten im Vergleich zur Darstellung von Löchern entgegengesetzt verlaufen. Auch hier zeigt sich die zu WL proportionale Variabilität der Dimensionsänderung. Die Variabilität nimmt mit dichterem Implantatmaterial ab. So zeigt bei steigendem WL die Knochenschraube eine stärkere Größenabnahme als das Abutment, und das Abutment eine stärkere Größenabnahme als der Magnet. Gleichzeitig werden jedoch alle Implantate in den allermeisten Einstellungen zu groß abgebildet. Das nominelle Maß oder kleinere Abmessungen werden bei allen Implantaten höchstens in Ausnahmefällen unter extremen Einstellungen von WL dargestellt.

Potentielle Fehlermöglichkeiten bei der Ermittlung der vorgestellten Ergebnisse finden sich in der Variabilität der Dichte und der Dimension des Knochenphantoms. Durch die Bearbeitung des Knochens und Fertigungstoleranzen industrieller Produkte werden auch dort Fehler möglich. Größeres Fehlerpotential bietet die Funktionsweise und Anwendung des Scanners bei der Versuchsdurchführung sowie die Datenauswertung nach dem Scan. Eine mögliche Verzerrung der Ergebnisse wird im Rahmen der Möglichkeiten im Experiment und in der Datenauswertung vermieden, muss jedoch in die Betrachtung integriert werden.

Für die klinische Arbeit mit dem Tomoscan M ergibt sich aus dieser Arbeit, dass das CT die Position gescannter Objekte zueinander korrekt darstellt, die Dimension der Objekte jedoch von der Signalskalierung bei der Darstellung, die der Kliniker durch Fenstereinstellungen vornimmt, beeinflusst wird. Die Beeinflussung von Dimensionen stellt sich in den untersuchten Kategorien proportional zum Fensterzentralwert dar. Dimensionen gescannter Objekte können nur dann als exakt akzeptiert werden, wenn die für diese Objekte notwendige spezifische Fenstereinstellung kalibriert wurde. Die Kantendarstellung sehr röntgendichter Objekte durch den Tomoscan M führt in klinisch üblichen Fenstereinstellungen regelhaft zur Vergrößerung dieser Objekte, wodurch eine Darstellung der Kontaktfläche zum umgebenden Gewebe unmöglich wird. Dies lässt somit keine Beurteilung der Osseointegration und des Weichgewebekontakts von extraoralen kraniofazialen Implantaten im CT zu.



## Literaturverzeichnis

1. Abel U: "Statistisch signifikant"- Überschätzung des Erkenntniswerts?. Med Klin. 1999, 94 Suppl 2; S.21-22.
2. Albrecht J, Lueth T, Hein A: Navigierbarer mobiler Computertomograph. Darmstadt, AutoMed '99, 25.-26.Februar 1999.
3. Albrecht J, Lueth T, Hein A, Bier J: Measurement of the Slice Distance Accuracy of the Mobile CT Tomoscan M. Hrsg.: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K: CARS 2000 Proceedings of the 14th International Symposium and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery, Excerpta Medica, International Congress Series. Band 1214. Amsterdam, Elsevier Science Publishers, 2000 S.651-655.
4. Albrecht J, Lueth T, Hein A, Stien M, Bier J: Accuracy analysis of CT images with a navigated intraoperative CT. Hrsg.: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG: CARS 1999 Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery. Excerpta Medica, International Congress Series. Band 1191. Amsterdam, Elsevier Science Publishers, 1999 S.846-850.
5. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981, 52(2); S.155-170.
6. Alp MS, Dujovny M, Misra M et al.: Head registration techniques for image guided surgery. Neurological Research. 1998, 20(1); S.31-37.
7. Ambrose J, Hounsfield G: Computerized transverse axial tomography. Br J Radiol. 1973, 46(542); S.148-149.
8. Amiot LP, Labelle H, De Guise JA et al.: Computerassisted pedicle screw fixation. A feasibility study. Spine. 1995, 20(10); S.1208-1212.
9. Bargar WL, Bauer A, Borner M: Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system. Clin Orthop. 1998, 354; S.82-91.
10. Bassi F, Procchio M, Fava C et al.: Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. Clin Oral Implants Res. 1999, 10(5); S.356-361.
11. Becker CR, Bruening R, Schaetzel M et al.: Xenon versus ceramics: a comparison of two CT X-ray detector systems. J Comput Assist Tomogr. 1999, 23(5); S.795-799.
12. Besimo CE, Lambrecht JT, Guindy JS: Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2000, 29(1); S.46-51.
13. Birnbaum K, Schkommodau E, Decker N et al.: Computer-assisted orthopedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method. Spine. 2001, 26(4); S.365-370.
14. Blankenstein, F: Magnete in der Zahnmedizin. Rottweil, Flohr Verlag, 2001.
15. Börner M, Bauer A, Lahmer A: Computer-assisted robotics in hip endoprosthesis implantation. Unfallchirurg. 1997, 100(8); S.640-645.
16. Boyde A, Kingsmill VJ: Age changes in bone. Gerodontology. 1998, 15(1); S.25-34.
17. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T: Introduction to osseointegration. Hrsg.: Brånemark PI: Tissue integrated prostheses. Chicago, Quintessence, 1985 S.11-76.

18. Brix G, Nagel HD, Stamm G et al.: Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol.* 2003, *13*(8); S.1979-1991.
19. Bronheim H, Strain JJ, Biller HF: Psychiatric aspects of head and neck surgery. Part II: Body image and psychiatric intervention. *Gen Hosp Psychiatry.* 1991, *13*(4); S.225-232.
20. Bronheim H, Strain JJ, Biller HF: Psychiatric aspects of head and neck surgery. Part I: New surgical techniques and psychiatric consequences. *Gen Hosp Psychiatry.* 1991, *13*(3); S.165-176.
21. Brooks RA, DiChiro G: Statistical Limitations in X- ray reconstructive tomography. *Med. Phys.* 1976, *3*(4); S.237-240.
22. Brunski J, Puleo DA, Nanci A: Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000, *15*(1); S.15-46.
23. Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen § 81 Abs. 2 Satz 3 StrlSchV und des § 16 Abs. 1 Satz 2 RöV vom 20. Juli 2001 . *Bundesgesetzblatt.* S.1714 ff.
24. Bundesärztekammer: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik- Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen. *Dtsch Arztebl.* 1995, *92*; S.A2272-A2285.
25. Bundesärztekammer: Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomografie . *Dtsch Arztebl.* 1992, *(89) 49*; Sonderdruck.
26. Buser D, Nydegger T, Hirt HP et al.: Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998, *13*(5); S.611-619.
27. Buser D, Nydegger T, Oxland T et al.: Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999, *45*(2); S.75-83.
28. Calhoun P, Kuszyk B, Heath D et al.: Three-dimensional Volume Rendering of Spiral CT Data: Theory and Method. *Radiographics.* 1999, *19*(3); S.745-764.
29. Cavalcanti MG, Ruprecht A, Vannier MW: 3D volume rendering using multislice CT for dental implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002, *31*(4); S.218-223.
30. Chen CY, Chuang KS, Wu J et al.: Beam hardening correction for computed tomography images using a postreconstruction method and equivalent tissue concept. *J Digit Imaging.* 2001, *14*(2); S.54-61.
31. Choi SC, Ann CH, Choi HM et al.: Accuracy of reformatted CT image for measuring the pre-implant site: Analysis of the image distortion related to the gantry angle change. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002, *31*(4); S.273-277.
32. Christiansen EL, Thompson JR, Kopp S: Intra- and inter-observer variability and accuracy in the determination of linear and angular measurements in computed tomography. An in vitro and in situ study of human mandibles. *Acta Odontol Scand.* 1986, *44*(4); S.221-229.
33. Cochran DL: A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.* 1999, *70*(12); S.1523-1539.
34. Dawn SK, Gotway MB, Webb WR: Multidetector-row spiral computed tomography in the diagnosis of thoracic diseases. *Respir Care.* 2001, *46*(9); S.912-921.

35. De Guise JA, Mallouche H, Dansereau J et al.: Imaging techniques applied to spinal biomechanics. *Rachis*. 1995, 7(3); S.135-144.
36. Deckel Friedrich Maschinenbau München: Handbuch Fräsmaschine FP1- Technische Daten der FP 1. S.D166-D168.
37. Demirtas M, Zachow S: Comparison of Visualisation Software for Medical Images. Hrsg.: Surgical Robotics Lab, Charité: Technical Report: TR-MKG-SRL 001/97. 1997.
38. Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN 61223-2-6: Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung - Teil 2-6: Konstanzprüfungen; Röntgeneinrichtungen für Computertomographie. Hrsg.: Deutsches Institut für Normung e.V.: (IEC 61223-2-6:1994); Deutsche Fassung EN 61223-2-6:1994. Beuth Verlag GmbH, 1997.
39. Dixon A: Whole body computed tomography: recent developments. Hrsg.: Grainger RG, Allison D: Grainger & Allison's Diagnostic Radiology. Churchill- Livingstone, 1997 S.49-62.
40. du Plessis FC, Willemse CA, Lotter MG, Goedhals L: The indirect use of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distributions in patients. *Med Phys*. 1998, 25(7 Pt 1); S.1195-1201.
41. Ellis R, Toksvig- Larsen S, Marcacci M et al.: Use of a Biocompatible Fiducial Marker in Evaluating the Accuracy of Computed Tomography Image Registration. *Investigative Radiology*. 1996, 31(10); S.658-667.
42. Entific Medical Systems Deutschland: BAHA® Produktkatalog 2004. Bad Oeynhausen, [www.entific.com](http://www.entific.com).
43. Entific Medical Systems Deutschland: Face to Face® Produktkatalog 2004. Bad Oeynhausen, [www.entific.com](http://www.entific.com).
44. Eufinger H, Wehmoeller M, Mueller C, Falk A, Machtens E: Reintitan als Knochenersatzmaterial - geometrische und materialspezifische Aspekte computer-gestützter Fertigung und bildgebender Kontrollen. *Mund Kiefer Gesichtschir*. 2000, 4 Suppl 2; S.504-508.
45. Eufinger H, Weihe S, Zerfowski M, Wehmoeller M: Schädelimplantate- computergestützte Konstruktion und Fertigung. *Spektrum der Wissenschaft- Dossier: Perspektiven in der Medizintechnik*. 1999 S.78-81.
46. Euler E, Heining S, Fischer T et al.: Erste klinische Erfahrungen mit dem SIREMOBIL Iso-C<sup>3D</sup>. *electromedica*. 2002, 70(1); S.64-67.
47. Euler E, Heining S, Riquarts C, Mutschler W: C-arm-based three-dimensional navigation: a preliminary feasibility study. *Comput Aided Surg*. 2003, 8(1); S.35-41.
48. Ewen K: Moderne Bildgebung- Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und Bildkommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. Stuttgart, Georg Thieme Verlag , 1998.
49. Falk A, Eufinger H: CT-Datenacquisition zur Implantatanfertigung. Hrsg.: Kloeppel R, Heuser L: Theorie und Praxis der Spiral-CT. Bern, Huber, 1998 S.210-220.
50. Federspil P, Federspil PA: Die epithetische Versorgung von kraniofazialen Defekten. *HNO*. 1998, 46(6); S.569-578.
51. Feng Z, Ziv I, Rho J: The accuracy of computed tomography- based linear measurements of human femora and titanium stem. *Investigative Radiology*. 1996, 31(6); S.333-337.

52. Fishman EK, Jeffrey RB: Spiral CT, Principles, Techniques, and Clinical Applications. New York, Raven Press, 1995.
53. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H et al.: Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. Med Phys. 2003, 30(5); S.832-845.
54. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H et al.: New technical developments in multislice CT- Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verf. 2002, 174(7); S.839-845.
55. Frik W: Das Strahlenrisiko zwischen Fakten und Annahmen. Fortschr Rontgenstr. 1994, 160(3); S.189-190.
56. Fuchs T, Krause J, Schaller S et al.: Spiral interpolation algorithms for multislice spiral CT--part II: measurement and evaluation of slice sensitivity profiles and noise at a clinical multislice system. IEEE Trans Med Imaging. 2000, 19(9); S.835-847.
57. Fuchs WA: Diagnostik durch bildgebende Verfahren. Hrsg.: Fuchs WA: Radiologie. Verlag Hans Huber, 1996.
58. Gaggl A, Schultes G: Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002, 17(2); S.263-70.
59. Galanski M, Nagel HD, Stamm G: CT radiation exposure risk in Germany. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verf. 2001, 173(10); S.R1-66.
60. Gonzales RC, Woods RE: Digital Image Processing. 2nd Edition Prentice Hall, 2002.
61. Gossé F, Brack C, Götte H et al.: Roboterunterstützung in der Knieendoprothetik. Orthopade. 1997, 26(3); S.258-266.
62. Grainger RG, Allison D: Grainger & Allison's Diagnostic Radiology. Churchill- Livingstone, 1997.
63. Gröll R, Rienmüller R, Schaffler GJ et al.: CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. Comput Med Imaging Graph. 2000, 24(2); S.53-58.
64. Gunkel AR, Thumfart WF, Freysinger W: Computerunterstützte 3D- Navigationssysteme - Überblick und Standortbestimmung. HNO. 2000, 48(2); S.75-90.
65. Hansson HA: Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J Prosthet Dent. 1983, 50(1); S.108-113.
66. Hassfeld S, Mühling J: Computer assisted oral and maxillofacial surgery- a review and an assessment of technology. Int J Oral Maxillofac Surg. 2001, 30(1); S.2-13.
67. Hassfeld S, Mühling J: Comparative examination of the accuracy of a mechanical and an optical system in CT and MRT based instrument navigation. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000, 29(6); S.400-407.
68. Hassfeld S, Mühling J, Zöller J: Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 1995, 24(1 Pt 2); S.111-119a.
69. Hassfeld S, Streib S, Sahl H et al. : Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. Mund Kiefer Gesichtschir. 1998, 2(4); S.188-193.

70. Henschel MG, Freyschmidt J, Holland BR: Experimentelle Untersuchung zur Darstellbarkeit von Wirbelkörper-spongiosa in der HR-CT. *Fortschr Röntgenstr.* 1995, *162*(4); S.269-273.
71. Heuscher DJ, Vembar M: Reduced partial volume artifacts using spiral computed tomography and an integrating interpolator. *Med Phys.* 1999, *26*(2); S.276-286.
72. Hidajat N, Wolf M, Nunnemann A et al.: Survey of conventional and spiral CT doses. *Radiology.* 2001, *218*(2); S.395-401.
73. Hill D, Maurer C, Studholme C et al.: Correcting scaling errors in tomographic images using a nine degree of freedom registration algorithm. *J Comput Assist Tomogr.* 1998, *22*(2); S.317-323.
74. Hoelzle F, Klein M, Schwerdtner O, Lueth T, Albrecht J, Hosten N, Felix R, Bier J: Intraoperative computed tomography with the mobile CT Tomoscan M during surgical treatment of orbital floor fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001, *Feb*;30(1); S.26-31.
75. Hoelzle FW, Schwerdtner O, Klein M, Lüth T, Albrecht J, Hosten N, Felix R, Bier J: Computertomographie als Anwendungsbeispiel eines intraoperativen bildgebenden Systems bei der Versorgung von Orbitabodenfrakturen. Band 14. *Treffpunkt Medizintechnik - Kooperation Wissenschaft und Wirtschaft.* Berlin, 2000.
76. Hofer M: CT- Kursbuch. 4 Düsseldorf, Diamed, 2003.
77. Hoffmann J, Krimmel M, Dammann F, Reinert S: Feasibility of intraoperative diagnosis with a mobile computed tomography scanner. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2002, *6*(5); S.346-350.
78. Homolka P, Beer A, Birkfellner W et al.: Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology.* 2002, *224*(1); S.247-252.
79. Homolka P, Beer A, Birkfellner W et al.: Local calibrated bone mineral density in the mandible presented using a colour coding scheme. *Med Eng Phys.* 2001, *23*(9); S.673-677.
80. Homolka P, Gahleitner A, Nowotny R: Temperature dependence of HU values for various water equivalent phantom materials. *Phys Med Biol.* 2002, *47*(16); S.2917-2923.
81. Hopper KD, Gouldy CA, Kasales CJ et al.: The effect of helical CT on X-ray attenuation. *J Comput Assist Tomogr.* 1997, *21*(1); S.152-155.
82. Hothan T, Hidajat N, Nelson K et al: Quantitative computerized tomography of bone mineral density of the mandible. Imaging of topographic distribution of bone mineral density in automated segmentation of mandibular structures. *Radiologe.* 2001, *41*(6); S.497-500.
83. Husstedt H, Prokop M, Becker H: Window width as a dosage-relevant factor in high-contrast structures in CT. *Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 1998, *168*(2); S.139-143.
84. Iwashita Y: Basic study of the measurement of bone mineral content of cortical and cancellous bone of the mandible by computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000, *29*(4); S.209-215.
85. Jacobsson M, Tjellström A, Fine L et al.: A retrospective study of osseointegrated skin-penetrating titanium fixtures used for retaining facial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992, *7*(4); S.523-528.
86. Johkoh T, Honda O, Mihara N et al.: Pitfalls in the interpretation of multidetector- row helical CT images at window width and level setting for lung parenchyma. *Radiat Med.* 2001, *19*(4); S.181-184.

87. Kalender WA: Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung. *Radiologe*. 2003, 43(5); S.379-387.
88. Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz K et al.: Comparison between sheep and human cervical spines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. *Spine*. 2001, 26(9); S.1028-1037.
89. Kant AJ, Klein MD, Langenburg SE: Robotics in pediatric surgery: perspectives for imaging. *Pediatr Radiol*. 2004, 18 ; Epub ahead of print.
90. Kauffmann G, Moser E, Sauer R: *Radiologie*. Urban & Schwarzenberg, 1996.
91. Kim KM, Lee JS, Kim KN, Shin SW: Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res*. 2001, 58(3); S.217-220.
92. Kingsmill VJ, Boyde A: Mineralisation density and apparent density of bone in cranial and postcranial sites in the aging human. *Osteoporos Int*. 1999, 9(3); S.260-268.
93. Klaue K, Bresina S, Guélat P et al.: Morphological 3D- assessment, pre- operative simulation and rationale of intraoperative navigation in orthopaedic surgery: Practical application for re-orienting osteotomies of the hip joint. *Injury*. 1997, 28, *Suppl.2*; S.12-30.
94. Klein M: Epithetische Versorgung tumorbedingter Nasendefekte. *HNO*. 1999, 47(7); S.623-628.
95. Klein M, Lueth T, Hein A, Albrecht J, Hoelzle F, Bier J: Robotergesteuerte Implantation von kraniofazialen Implantaten. 38. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Berlin, 2000.
96. Klein M, Menneking H, Neumann K, Hell B, Bier J: Computed Tomographic study of bone availability for facial prosthesis-bearing endosteal implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997, 26(4); S.268-271.
97. Koch A, Windeler J: Testen, Schätzen, "Signifikanz"- Konzept und Sprache der medizinischen Biometrie. *Med Klin*. 1999, 94(7); S.407-413.
98. Koenen D, Falk A, Eufinger H et al.: Kalibrierungsverfahren für Spiral-CT-Datensätze bei Konturfindungsprozessen zur individuellen Schädelimplantatfertigung. *Biomed Techn*. 1998, 43 *Suppl 1*; S.518-519.
99. Kohler T, Proksa R, Bontus C et al.: Artifact analysis of approximate helical cone- beam CT reconstruction algorithms. *Med Phys*. 2002, 29(1); S.51-64.
100. Kondziolka D, Dempsey PK, Lunsford LD et al.: A comparison between magnetic resonance imaging and computed tomography for stereotactic coordinate determination. *Neurosurgery*. 1992, 30(3); S.402- 407.
101. Kotsianos D, Wirth S, Fischer T et al.: 3D imaging with an isocentric mobile C-arm: Comparison of image quality with spiral CT. *Eur Radiol*. 2004, 1; online first.
102. Kuchling H: Fehlerrechnung bei physikalischen Messungen. Hrsg.: Kuchling H: Taschenbuch der Physik. 16 München; Wien, Fachbuchverlag Leipzig im Carl-Hanser -Verlag, 1999.
103. Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA et al.: Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res*. 1990, 8(6); S.833-842.
104. Kuszyk BS, Heath DG, Bliss DF, Fishman EK: Skeletal 3-D CT: advantages of volume rendering over surface rendering. *Skeletal Radiol*. 1996, 25(3); S.207-214.

105. Laine T, Lund T, Ylikoski M et al.: Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: A randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients. *Eur Spine J.* 2000, 9(3); S.235-240.
106. Lakits A, Prokesch R, Scholda C et al.: Helical and conventional CT in the imaging of metallic foreign bodies in the orbit. *Acta Ophthalmol Scand.* 2000, 78(1); S.79-83.
107. Langman AW, Quigley SM: Accuracy of high-resolution computed tomography in cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1996, 114(1); S.38-43.
108. Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, Repges R: Bildverarbeitung für die Medizin - Grundlagen, Modelle, Methoden, Anwendungen. Berlin, Springer-Verlag, 1997.
109. Levy RA: Three- dimensional craniocervical helical CT: is isotropic imaging possible. *Radiology.* 1995, 197(3); S.645-648.
110. Linder L, Albrektsson T, Branemark PI et al.: Electron microscopic analysis of the bone- titanium interface. *Acta Orthop Scand.* 1983, 54(1); S.45-52.
111. Link TM, Vieth V, Stehling C et al.: High-resolution MRI vs multislice spiral CT: which technique depicts the trabecular bone structure best?. *Eur Radiol.* 2003, 13(4); S.663-671.
112. Loercher U, Schmidt H: Untersuchungstechnik & Grundlagen. Hrsg.: Lörcher U, Schmidt H: HR- CT der Lunge. Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 1996 S.1-11.
113. Louis O, van den Winkel P, Covens P et al.: Size of cortical bone and relationship to bone mineral density assessed by quantitative computed tomography image segmentation. *Investigative Radiology.* 1993, 28(9); S.802-805.
114. Lu B, Dai RP, Jiang SL: Effects of window and threshold levels on the accuracy of three- dimensional rendering techniques in coronary artery electron beam CT angiography. *Acad Radiol.* 2001, 8(8); S.754-761.
115. Lueth T, Bier J: Robot assisted intervention in surgery. Hrsg.: Gilsbach JM, Stiehl HS: Neuronavigation- Neurosurgical and Computer Scientific Aspects. Berlin, Springer-Verlag, 1999.
116. Lueth T, Heissler E, Bier J: Evaluierung von Navigations- und Robotersystemen für den Einsatz in der Chirurgie. Hrsg.: Peter M. Schlag: Tele- und computergestützte Chirurgie. Berlin, Springer-Verlag, 1998.
117. Maher N, Becker H, Laszig R: Quantification of relevant measurements of the petrous bone with computerized tomography before cochlear implant operation. *Laryngorhinootologie.* 1995, 74(6); S.337-342.
118. Mahnken AH, Raupach R, Wildberger JE et al.: A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement. *Invest Radiol.* 2003, 38(12); S.769-775.
119. Maier B, Maier-Hemming A, Lehnert M et al.: Relevance of CT-scans for pediatric head injuries. *Unfallchirurg.* 2003, 106(3); S.220-225.
120. Maki K, Miller A, Okano T, Shibasaki Y: Changes in cortical bone mineralisation in the developing mandible: a three-dimensional quantitative computed tomography study. *J Bone Miner Res.* 2000, 15(4); S.700-709.
121. Marmulla R, Hilbert M, Niederdellmann H: Inherent precision of mechanical, infrared and laser- guided navigation systems for computer assisted surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 1997, 25(4); S.192-197.

122. Maßberg W, Wehmöller M, Eufinger H: Quality assurance for 3D reconstruction of computed tomography data. *Product Engin.* 1998, 5; S.147-150.
123. Matula C: Intra- operative CT and image guided surgery: an introduction. *Medica Mundi.* 1998, 42(1); S.2-5.
124. Menneking H, Klein M, Locke HG, Gonschior S: Pflegemaßnahmen bei knochenverankerten Gesichtsepithesen. *HNO.* 1998, 46(6); S.579-582.
125. Mini RL, Vock P, Murry R, Schneeberger PP: Radiation exposure of patients who undergo CT of the trunk. *Radiology.* 1995, 195(2); S.557-562.
126. Misch K: Bone density: A key determinant for clinical success. Hrsg.: Misch K: *Implant dentistry.* St.Louis, Mosby Incorp., 1999 S.345-380.
127. Moctezuma JL: A system for computer aided robotic surgery. *EMBS Proceedings*, 1992.
128. Moctezuma JL, Gossé F, Schulz HJ: A computer and robotic aided surgery system. *MRCAS Int'l. Symp. on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Pittsburgh, USA, 1994.
129. Monro G: Shannons theorem. University of Sydney School of Mathematics and Statistics, 2001  
<http://www.maths.usyd.edu.au:8000/u/gordonm/MATH1906/shannon1/shannon1.html>.
130. Nagele E, Kuhn V, Vogt H et al.: Technical considerations for microstructural analysis of human trabecular bone from specimens excised from various skeletal sites. *Calcif Tissue Int.* 2004, 25; Epub ahead of print.
131. Neukam FW: Implantationen. Hrsg.: Hausamen JE, Machtens E, Reuther J: *Kirschner'sche allgemeine und spezielle Operationslehre - Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.* Heidelberg, Springer Verlag, 1994 S.79-98.
132. Neukam FW, Hausamen JE, Handel G, Scheller H: Osseointegrierte Implantate als Halteelemente von Defektprothesen und Epithesen zur funktionellen und ästhetischen Rehabilitation nach Tumoresektionen. *Deutsch Z Mund Kiefer Gesichtschir.* 1989, 13(5); S.353-356.
133. Ney DR, Fishman EK, Magid D et al.: Three-dimensional volumetric display of CT data: effect of scan parameters upon image quality. *J Comput Assist Tomogr.* 1991, 15(5); S.875-885.
134. Nobel Biocare AB: *Abutment Connection Surgical Procedure.* 1995.
135. Nobel Biocare AB Deutschland GmbH: *Product Catalogue Craniofacial Rehabilitation.* 1997.
136. Nobel Biocare AB Deutschland GmbH: *Fixture Placement Surgical Procedure.* 1995.
137. Nogler M, Polikeit A, Wimmer C et al.: Primary stability of a robodoc implanted anatomical stem versus manual implantation. *Clin Biomech.* 2004, 19(2); S.123-129.
138. Nolte LP, Zamorano LJ, Jiang Z et al.: A novel approach to computer assisted spine surgery. *Proc 1st Int Symp on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS).* 1994, S.323-328.
139. Odlum O: A method of eliminating streak artifacts from metallic dental restorations in CTs of head and neck cancer Patients. *Spec Care Dentist.* 2001, 21(2); S.72-74.
140. Pernozzoli A, Burghart C, Brief J et al.: Clinical evaluation of a highly accurate algorithm for CT bone contour segmentation. *Stud Health Technol Inform.* 2000, 70; S.246-252.
141. Philips Medical Systems International B.V.: *Product Information Tomoscan M Mobile CT System. Band 4522 982 66891/728- 1997/05.* 1997 4522 982 66891/728- 1997/05.



142. Philips Medizin Systeme: Basiswerte der Konstanzprüfung Tomoscan M/EG zur Abnahmeprüfung nach RöV, DIN 6868 Teil 53. Band Benutzerhandbuch zum CT Tomoscan M. 1997.
143. Pickuth D: Klinische Radiologie systematisch. Bremen, UNI-MED Verlag, 1998.
144. Preidler KW, Brossmann J, Daenen B et al.: Measurements of cortical thickness in experimentally created endosteal bone lesions. *Am J Roentgenol.* 1997, *168*(6); S.1501-1505.
145. Queck J: Ein navigierter mobiler Computertomograph für medizinische Anwendungen. Herdecke, GCA- Verlag, 2002.
146. Rahmansadeh R, Scheller EE: Alloplastische Verfahren und mikrochirurgische Verfahren. Reinbek, Einhorn- Presse Verlag, 1994.
147. Railhac J, Fourcade D, Hobatho MC et al.: Three- dimensional imaging in orthopaedic surgery: a radiologist's viewpoint. *Injury.* 1997, *28, Suppl. 2*; S.1-11.
148. Renk A: 400 Jahre Gesichtsprothetik- Eine historische Übersicht zur Entwicklung der Epithesen. Hrsg.: Schwipperf V, Tilkorn H, Sander U: Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Epithetik und Prothetik. Reinbek, Einhorn, 1997 S.23-36.
149. Renk A: Psychosoziale Auswirkungen von Gesichtsentstellungen- Ein historischer Überblick. Band Kongreß- band zum VIII. Internationalen Symposium für Chirurgische Prothetik und Epithetik 11.-13. Oktober 1996. Linz.
150. Reyhler H: Review of cranio-maxillo-facial malformations characterized by abnormal bone density. *Ann Chir Plast Esthet.* 1990, *35*(5); S.421-431.
151. Richter M, Mattes T, Cakir B: Computer-assisted posterior instrumentation of the cervical and cervico-thoracic spine. *Eur Spine J.* 2004, *13*(1); S.50-59; discussion 60.
152. Richtsmeier JT, Paik CH, Elfert PC et al.: Precision, repeatability and validation of the localisation of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 1995, *32*(3); S.217-227.
153. Rock C, Kotsianos D, Linsenmaier U et al.: Studies on image quality, high contrast resolution and dose for the axial skeleton and limbs with a new, dedicated CT system (ISO-C-3D). *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 2002, *174*(2); S.170-176.
154. Roessler K, Ungersboeck K, Aichholzer M et al.: Frameless Stereotactic Lesion Contour- Guided Surgery Using a Computer - Navigated Microscope. *Surg Neurol.* 1998, *49*(3); S.282-289.
155. Röntgenverordnung (RöV): Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen. Bundesgesetz- blatt. 1987 S.114 ff.
156. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM et al.: The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992, *74*(1); S.28-32.
157. Sachs L: Der Vergleich unabhängiger Stichproben gemessener Werte. Hrsg.: Sachs L: Angewandte Statistik. Berlin, Springer-Verlag, 1992 S.326-334.
158. Schaller S, Flohr T, Klingenbeck K et al.: Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT- part I: theory. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000, *19*(9); S.822-834.

159. Schlenzka D, Laine T, Lund T: Computer-assisted spine surgery. *Eur Spine J.* 2000, 9 *Suppl 1*; S.S57-64.
160. Schneider UF, Schramm A: Implantate und Defektprothetik. Band zm- online 23/2001. [http://www.zm-online.de/m5a.htm?/zm/23\\_01/pages2/zminhalt.htm](http://www.zm-online.de/m5a.htm?/zm/23_01/pages2/zminhalt.htm).
161. Schramm A, Gellrich NC, Schön R et al.: Advantages of computer assisted surgery in the treatment of cranio-maxillofacial tumors. Hrsg.: Lemke HU, Inamura K, Vannier MW, Farman AG: CARS '99. New York, Elsevier, 1999 S.903-907.
162. Schultz E, Lackner K: Effects of beam weakening and beam hardening on the measured CT values. *Computertomografie.* 1981, 1(2); S.83-88.
163. Schwipper V, Tilkorn H, Sander U: Misserfolgsraten und Fehlindikationen in der implantat-gestützten cranio-fazialen Epithetik- klinische Daten von 124 Patienten mit Literaturübersicht. Hrsg.: Schwipper V, Tilkorn H: Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Prothetik und Epithetik. Reinbek, Einhorn-Presse Verlag, 1997 S.110-152.
164. Sennerby L: Integration of titanium implants. Hrsg.: Albrektsson T, Jacobsson M, Tjellström A: Biomaterials club. Göteborg, Scientific Program and Book of Abstracts University of Gothenburg, 1993.
165. Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt PF: Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement. *Knee.* 2002, 9(3); S.173-180.
166. Smith KE, Commean PK, Robertson DD et al.: Precision and accuracy of computed tomography foot measurements. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001, 82(7); S.925-929.
167. Steco- System- Technik: Website extraorale Implantologie. [www.steco.de](http://www.steco.de).
168. Stein W, Hassfeld S, Mühling J: Tracing of thin tubular structures in computer tomographic data. *Comput Aided Surg.* 1998, 3(2); S.83-88.
169. Strahlenschutzverordnung (StrlSchV): Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen. Bundesgesetzblatt (BGBL) I (20.07.2001). 2001 S.1714 ff.
170. Sutherland CJ, Gayou DE: Artifacts and thresholding in X-ray CT of a cortical bone and titanium composite. *J Comp Assist Tomogr.* 1996, 20(3); S.496-503.
171. Taylor RH, Joskowicz L, Williamson B et al.: Computer-integrated revision total hip replacement surgery: concept and preliminary results. *Med Image Anal.* 1999, 3(3); S.301-319.
172. Taylor RH, Lavalee S, Burdea GC, Moesges R: Computer integrated Surgery: technology and Clinical Applications. Cambridge, MIT Press, 1995.
173. Tjellstroem A, Granstroem G: Osseointegrierte Implantate für die Rekonstruktion des Mittelgesichtes- eine Übersicht. Hrsg.: Schwipper V, Tilkorn H, Sander U: Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Epithetik und Prothetik. Reinbek, Einhorn, 1997 S.37-42.
174. Van Oossterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J et al.: Use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants. *J Oral Implantol.* 2000, 26(1); S.5-12.
175. Vannier MW: Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res.* 2003, 6 *Suppl 1*; S.23-30; discussion 179-82.

176. Voss W: Praktische Statistik mit SPSS. München, Hanser Verlag, 2000
177. Wächter R, Lauer G, Schilli W: Zur Rehabilitation von Patienten mit Orbitatumoren mittels implantatretinierter Epithesen. Hrsg.: Berghaus A, Neumann K: Plastische und Wiederherstellungschirurgie, Gewebeverbund, Lokalanästhesie, Psyche und plastische Chirurgie. Reinbeck, Einhorn-Press Verlag, 1997 S.247-249.
178. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE: Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part 1- accuracy and reproducibility. Cleft Palate Craniofac J. 1992, 29(2); S.112- 117.
179. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE: Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part 2- normal values and growth trends. Cleft Palate Craniofac J. 1992, 29(2); S.118- 128.
180. Wang G, Vannier MW: The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. Med Phys. 1999, 26(12); S.2648-2653.
181. Wang MY, Maurer CR, Fitzpatrick JM et al.: An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head. IEEE Trans Biomed Eng. 1996, 43(6); S.627- 637.
182. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F et al.: Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. Clin Oral Implants Res. 2002, 13(1); S.59-64.
183. Watzinger F, Wanschitz F, Wagner A et al.: Computer- aided navigation in secondary reconstruction of post-traumatic deformities of the zygoma. J Craniomaxillofac Surg. 1997, 25(4); S.198-202.
184. Webb PA: A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector. J Med Eng Technol. 2000, 24(4); S.149-153.
185. Weihe S, Wehmoeller M, Schliephake H et al.: Synthesis of CAD/CAM, robotics and biomaterial implant fabrication: single-step reconstruction in computer aided frontotemporal bone resection. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000, 29(5); S.384-388.
186. Weihe S, Wehmöller M, Tschakaloff A et al.: Alternative Knochenersatzmaterialien zur präoperativen Fertigung individueller CAD/CAM-Schädelimplantate. Mund Kiefer Gesichtschir. 2001, 5(5); S.299-304.
187. Westin T, Tjellstroem A, Bergstroem K, Rangert B: How to evaluate safety and quality of facial prostheses. Hrsg.: Albrektsson T, Jacobsson M, Tjellström A: Biomaterials club. Göteborg, Scientific Program and Book of Abstracts University of Gothenburg, 1993 S.69.
188. Williamson JF, Whiting BR, Benac J et al.: Prospects for quantitative computed tomography imaging in the presence of foreign metal bodies using statistical image reconstruction. Med Phys. 2002, 29(10); S.2404-2418.
189. Wiltfang J, Merten HA, Hönig JH: Histomorphometrische Untersuchung des Einheilverhaltens verschiedener extraoraler Implantatsysteme. Z Zahnarztl Implantol. 1998, 14; S.40-45.
190. Windeler J, Conradt C: Wie können "Signifikanz" und "Relevanz" verbunden werden?. Med Klin. 1999, 94(11); S.648-651.
191. Winn HR, Stanley RB: Intra-operative CT in neurosurgery and maxillofacial reconstruction. Medica Mundi. 1998, 42(1); S.12-14.
192. Wolf G, Beutell M: Strahlenbiologische Wirkungen. Hrsg.: Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg- Vorpommern: Grundkurs im Strahlenschutz zum Erwerb der Fachkunde nach RöV für Ärzte. Berlin, 2004 S.33-50.

193. Wolf G, Beutell M: Natürliche und zivilisatorische Strahlenexposition. Hrsg.: Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutz Ausbildung Mecklenburg- Vorpommern: Grundkurs im Strahlenschutz zum Erwerb der Fachkunde nach RöV für Ärzte. Berlin, 2004 S.73-86.
194. Wolf K, Bohndorf K: Wertigkeit bildgebender Verfahren in der Unfallchirurgie. Orthopade. 1997, 26(5); S.481-488.
195. Wolff D, Schaller J, Kunze J et al.: Radiodermatitiden nach kardiologischen Interventionen. Dtsch Arztebl. 2004, 101:A (3); S.121-124.
196. Young D, Robb A, Rock M et al.: Analysis of Periprosthetic Tissue Formation Around a porous Titanium Endoprosthesis using CT- Based Spatial Reconstruction. J Comput Assist Tomogr. 1994, 18(3); S.461-468.
197. Zachow S: Computergestützte Chirurgie. 1996 <http://www.tfh-berlin.de/~stevie/cas/>.
198. Zannoni C, Mantovani R, Viceconti M: Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. Med Eng Phys. 1998, 20(10); S.735-740.
199. Zannoni C, Viceconti M, Pierotti L, Cappello A: Analysis of titanium induced CT artifacts in the development of biomechanical finite element models. Med Eng Phys. 1998, 20(9); S.653-659.
200. Zink C: Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 256 Berlin, deGruyter, 1990.
201. Zonneveld FW: Intra-operative CT: implementation of the Tomoscan M. Medica Mundi. 1998, 42 (1); S.6-11.

## Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinen Eltern für die tatkräftige Unterstützung bei der Fertigstellung dieser Arbeit bedanken.

Diese Arbeit konnte nur durch die qualifizierte Kritik und beständige Unterstützung durch Herrn Prof. Dr. Dr. Martin Klein zustande kommen, wofür ich mich recht herzlich bedanken möchte.

Ganz besonderer Dank gilt auch meiner Lebensgefährtin Maren Christian für deren ausdauernde Hilfe und Geduld. Ebenso möchte ich mich bei meinem Bruder Michael Maier für die vielen hilfreichen Hinweise bedanken, die vielen Schwierigkeiten die Schärfe genommen haben.

Mein Dank gilt auch dem Team der Arbeitsgruppe Robotik und dem OP- Team des Robotik- OP am Virchow- Klinikum in Berlin für die Hilfe bei der Umsetzung der Messungen und der Implantation der Knochenanker. Eine Umsetzung des geplanten Versuchsaufbaus wäre außerdem ohne die freundliche Hilfe des Teams der Forschungswerkstatt am Virchow- Klinikum nicht möglich gewesen.

Vielen Dank möchte ich auch an Frau Dr. rer. nat. Ingeborg Küchler am Institut für Medizinische Biometrie der Charité richten, die bei der statistischen Auswertung und Darstellung viele Ungereimtheiten verhindern konnte.

Herr Franz Hafner konnte aus seinem reichen Schatz an fotografischen Dokumenten viele Bilder in dieser Arbeit beisteuern. Mein hauptsächlicher Dank gilt Ihm und seinem Team jedoch für die äußerst kooperative Hilfestellung bei der professionellen Fotodokumentation und der fachgerechten Archivierung.

Ohne die tatkräftige und geduldige Hilfestellung des technischen Service von Philips durch Herrn Wurst und Herrn Nawrocki wären viele Details der Funktionsweise des Scanners nicht berücksichtigt worden.

Den Herstellerfirmen der Implantate *Entific systems* und *Steco- Titanmagnetics* möchte ich an dieser Stelle ganz besonders für die freundliche Unterstützung danken.

Mein Dank gilt auch einem unbekannten Rind für die Spende seiner Femora, gerade weil diese Spende sicherlich nicht freiwillig getätigt wurde.

Natürlich gilt mein Dank auch den freundlichen Korrekturlesern dieser Arbeit.

## **Lebenslauf**

<b>Name</b>	Georg Maier
<b>Anschrift</b>	Weidenweg 25, 10249 Berlin
<b>Geburtsdatum</b>	3. Juni 1970
<b>1976-1990</b>	Schul Ausbildung: Grund- und Hauptschule Triberg im Schwarzwald Schwarzwaldgymnasium Triberg Woodville High School, Adelaide, Australien ● Abitur im Mai 1990
<b>1990-1993</b>	Ausbildung zum Tischler: Fa. Rombach, Schonach. ● Gesellenbrief als Tischler im September 1993
<b>1994-1995</b>	Ersatzdienst: Schwerstbehindertenbetreuung, Waldkirch im Breisgau
<b>1995-1997</b>	Studium der Humanmedizin, Freie Universität Berlin: ● Ärztliche Vorprüfung am 24. März 1997
<b>1997-2002</b>	Studium der Humanmedizin, Humboldt- Universität zu Berlin: ● Erstes Staatsexamen am 24. März 1998 ● Zweites Staatsexamen am 17. April 2001 ● Drittes Staatsexamen am 25. Juni 2002
<b>9/2002-12/2002</b>	Tätigkeit als Arzt im Praktikum, Klinik für Chirurgie: Dr. med. Bärlechner, Helios- Klinikum Buch, Berlin
<b>1/2003-2/2004</b>	Tätigkeit als Arzt im Praktikum, Klinik für Unfallchirurgie: Prof. Dr. med Axel Ekkernkamp, Unfallkrankenhaus Berlin
<b>3/2000-9/2004</b>	Dissertation: Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie- Navigation und Robotik, Prof. Dr. Dr. Martin Klein, Charité Campus Virchow-Klinikum

## **Eidstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass diese Dissertation von mir selbst ohne unzulässige Hilfe Dritter erstellt wurde. Sie stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar. Die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur wurden vollständig angegeben.

Georg Maier